

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Dr. A. Neff

Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und
unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die
Beständigkeit zweier Verblendkeramiken geschichtet auf
Y-TZP-Gerüsten

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Mark-Christoph Schumacher
aus
Essen (Nordrhein-Westfalen)

Marburg 2012

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH
Standort Marburg

Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Dr. A. Neff

Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und
unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die
Beständigkeit zweier Verblendkeramiken geschichtet auf
Y-TZP-Gerüsten

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der
Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Mark-Christoph Schumacher
aus
Essen (Nordrhein-Westfalen)

Marburg 2011

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am:
25.06.2012

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan:	Prof. Dr. M. Rothmund
Referent:	Prof. Dr. R. Frankenberger
Koreferent:	Prof. Dr. U. Lotzmann

Meinen Eltern in Liebe und Dankbarkeit gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung	1
2. Literaturübersicht	4
2.1 Keramik in der Zahnmedizin	4
2.1.1 Definition	4
2.1.2 Geschichte	7
2.1.3 Eigenschaften der Dentalkeramik	12
2.1.4 Klassifizierung von Dentalkeramiken	16
2.1.4.1 Einteilung nach Herstellungsverfahren	16
2.1.4.2 Einteilung nach chemischem Aufbau	20
2.2 Oxidkeramiken	21
2.2.1 Definition und Einteilung	21
2.2.2 Keramische Systeme auf Aluminiumoxidbasis	23
2.2.3 Keramische Systeme auf Zirkonoxidbasis	24
2.2.3.1 Einleitung und Definition	24
2.2.3.2 Chemische und physikalische Eigenschaften	25
2.2.3.3 Konzept der Phasentransformationsfestigung	31
2.2.3.4 Mechanische Eigenschaften	33
2.2.3.5 Verarbeitung und Formgebung	44
2.3 Verblendung von Oxidkeramiken	46
2.3.1 Mechanische Eigenschaften	46
2.3.2 Thermische Dehnung bzw. Schwindung	47
2.3.3 Verbund	50
2.3.4 Zahntechnische Verarbeitung und Schichttechnik	51
2.3.5 Frakturverhalten	53
2.4 Lava	55
2.4.1 Scannen mit Lava Scan ST	56

2.4.2 Gestaltung mit Lava CAD	57
2.4.3 Fräsen mit Lava Form	58
2.4.4 Sintern in Lava Therm	59
2.4.5 Lava Frame - der Gerüstwerkstoff	60
2.4.6 Verblenden mit Lava Ceram	61
2.4.7 Klinische Indikation – Kontraindikation	63
2.5 VITA-Vollkeramiken	64
2.5.1 VITABLOCS Mark II und TriLuxe	66
2.5.2 VITA In-Ceram SPINELL, ALUMINA und ZIRCONIA	66
2.5.3 VITA In-Ceram AL CUBES	66
2.5.4 VITA In-Ceram YZ CUBES	67
2.5.5 Verblendungen	68
2.5.5.1 VM9	69
3. Zielsetzung	71
4. Material und Methode	72
4.1 Versuchsaufbau	72
4.2 Kausimulator	76
4.2.1 Bedienelemente und Komponenten	78
4.2.2 Vorbereitung von Versuchen	79
4.2.3 Funktionsweise und Bewegungsablauf	81
4.3 Mechanische Dauerbelastung der Proben	82
4.4 Statistische Auswertung	83
5. Ergebnisse	88
5.1 Bruchwerte der einzelnen Testkronen	88
5.1.1 VM9+AS+SLOW	88
5.1.2 VM9+AS+FAST	89

5.1.3 VM9+SAND+FAST	89
5.1.4 LAVA+AS+FAST	90
5.1.5 LAVA+SAND+FAST	90
5.1.6 Darstellung im Boxplot-Diagramm	91
5.2 Überprüfung der Hypothese 1	94
5.3 Überprüfung der Hypothese 2	97
5.4 Überprüfung der Hypothese 3	100
6. Diskussion	102
6.1 Material und Methode	102
6.1.1 Herstellung und Vorbereitung der Testkronen	102
6.1.2 In-vitro-Untersuchung	111
6.2 Ergebnisse	115
6.2.1 Diskussion der Hypothese 1	115
6.2.2 Diskussion der Hypothese 2	117
6.2.3 Diskussion der Hypothese 3	118
6.3 Schlussfolgerungen für die Praxis	119
7. Zusammenfassung	121
7.1 Zusammenfassung Deutsch	121
7.2 Zusammenfassung Englisch	123
8. Anhang	125
8.1 Abbildungsverzeichnis und Tabellenverzeichnis	125
8.2 Literaturverzeichnis	129
8.3 Tabellarischer Lebenslauf	152
8.4 Verzeichnis der akademischen Lehrer	154
8.5 Danksagung	155
8.6 Ehrenwörtliche Erklärung	156

1. Einleitung und Problemstellung

Der gestiegene ästhetische Anspruch und der vielfache Wunsch der Patienten nach metallfreien Restaurationen spiegelt sich in der gestiegenen Verwendung der Vollkeramiken wider.

Früher wurde in Situationen, in denen es um die Restauration im kaulasttragenden Bereich ging, die Verwendung von Metall- oder Metallkeramikrestaurationen als Mittel der Wahl angesehen. Die Indikation der Vollkeramik beschränkte sich lange Zeit auf die Verwendung als Einzelzahnkronen, Inlays, Veneers und als Verblendung für metallkeramische Restaurationen. Die Festigkeitseigenschaften und Sprödigkeit ließen eine weitergehende Indikationsmöglichkeit nicht zu (Schwickerath, 1986) und Versuche vollkeramische Brücken im Seitenzahngebiet zu verwenden endeten schnell mit dem Versagen der Restaurationen.

Zu Beginn der 90er Jahre wurden Yttriumoxid-teilstabilisierte tetragonale Zirkonoxidpolykristalle als Gerüstmaterialien für Vollkeramikversorgungen in die Zahnmedizin eingeführt. Diese modernen Hochleistungskeramiken weisen aufgrund des phasenumwandlungsbedingten Verstärkungsmechanismus hervorragende Festigkeiten auf (Christel et al., 1989; Tinschert et al., 2000), die sie zur Verwendung als Gerüststruktur für den Einsatz für Brücken befähigen und sie sind inzwischen aufgrund der CAD/CAM-Technik weit verbreitet. Somit verdrängen sie die Verwendung von metallbasierten Restaurationen immer weiter.

Damit ästhetisch-zufriedenstellende Arbeiten hergestellt werden können, muss diese Keramik mit einer Verblendkeramik verblendet werden, um die ästhetischen Nachteile bedingt durch den hohen Kristallgehalt, der die Gerüstkeramik opak macht, auszugleichen. Aus diesem Grund sind verschiedene Verblendkeramiken für Zirkonoxidgerüste entwickelt worden. Diese Verblendkeramiken wurden hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit und

1. Einleitung und Problemstellung

Risszähigkeit verbessert. Jedoch kann auch die Verwendung der neueren Verblendkeramiken und der Hochleistungskeramiken als Gerüstkeramiken, die im CAD/CAM-Verfahren bearbeitet werden, in einem Versagen der späteren Restauration enden.

Bislang liegen noch keine langfristigen klinischen Daten zu Vollkeramikversorgungen auf Zirkonoxidbasis vor, die über einen Untersuchungszeitraum von 5 Jahren hinausgehen. In-vitro-Studien belegen jedoch sehr hohe Biegefestigkeiten (900-1200 Mpa) und Bruchzähigkeiten ($9-10 \text{ Mpa m}^{1/2}$) für die Gerüstkeramiken (Christel et al., 1989; Tinschert et al., 2000; Filser et al., 2001), die sich auch in klinischen kurz- und mittelfristigen Studien bestätigen (Sturzenegger et al., 2000; Tinschert et al., 2005; Vult von Steyern et al., 2005; Sailer et al., 2006; Raigrodski et al., 2006). Als häufigste Misserfolge wurde die Ablösung der Verblendkeramik mit Exposition des Zirkonoxidgerüsts (Tinschert et al., 2005; Sailer et al., 2006) sowie kleinere oberflächliche Chippings (Raigrodski et al., 2006) beschrieben. Die Gerüstkeramik zeigt hingegen eine sehr hohe Stabilität. Ausschlaggebend für Frakturen scheint das Auftreten von Mikrorissen durch antagonistischen Kontakt zu sein (Raigrodski et al., 2006). Weitere Faktoren die die Festigkeit beeinflussen, sind die Geometrie der Restauration, das Gerüstdesign, die Unterstützung der Verblendkeramik, die Schichtstärke der Verblendkeramik und die mechanischen Eigenschaften der Keramik. Aus diesem Grund wurde versucht die mechanischen Eigenschaften der Verblendkeramik sowie die Herstellungsverfahren zu verbessern. Da Verblendkeramiken für Y-TZP-Gerüste erst seit kurzem auf dem Markt sind, liegen bislang nur wenige Informationen zum klinischen Verhalten dieser Systeme vor. Vor der Durchführung von klinischen Studien werden Labortests durchgeführt, um unter standardisierten Bedingungen Erkenntnisse über die biomechanischen Eigenschaften dieser Vollkeramiksysteme zu gewinnen. Da der limitierende Faktor bei Keramiken die Materialermüdung ist, kann durch einen Einblick in

1. Einleitung und Problemstellung

das Verhalten ermöglicht werden (Lawn et al., 2002). Dabei werden Infrakturen und oberflächliche Chippings notiert sowie das Versagensverhalten ermittelt. Infrakturen können in der Oberfläche der Verblendkeramik durch konzentrierte Spannungen entstehen. Die Abgleitbewegung bei der Belastung erzeugt eine Reibung, die die Zugspannungen an den Ausläufern des Kontakts intensiviert und so Risse erzeugen kann (Kim et al., 2007; Zhang et al., 2008). Da die Verblendkeramik im Vergleich zu dem hochfesten Gerüst schwach ist, werden sich Risse zunächst in ihr ausbreiten und je nach Belastungsrichtung wenn der Riss die Gerüstkeramik tangential trifft, neigt die Verblendkeramik dazu in der Verbundzone zu brechen.

In Anbetracht der Tatsache, dass das Zirkonoxid über eine ausreichende Festigkeit verfügt und der schwächere Partner im Verbund die Verblendkeramik ist, wird in dieser Studie das Augenmerk auf 2 verschiedene Verblendkeramiken gelegt, die zur Gerüstkeramik eine unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz aufweisen sowie nach verschiedenen technischen Kriterien verarbeitet werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Keramik in der Zahnmedizin

Die ausgezeichnete Ästhetik, Biokompatibilität und Gewebeverträglichkeit sowie der Wunsch vieler Patienten nach metallfreien Versorgungen hat die Beliebtheit vollkeramischer Restaurationen enorm gesteigert. Da sie nach den Weiterentwicklungen der letzten Jahre, ein breites Indikationsspektrum in der modernen Zahnmedizin abdecken (Kappert et al., 1991), kann das anfängliche Anwendungsgebiet der feldspat- und infiltrationskeramischen Systeme vom Inlay bis hin zur Einzelkrone und kleineren Frontzahnbrücken mit der Einführung sogenannter Hochleistungskeramiken, wie Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken, auf den Einsatz bis hin zu den Seitenzahnbrücken ausgeweitet werden (Tinschert et al., 1999).

Die limitierende Werkstoffeigenschaft der Keramik ist die Sprödigkeit, allerdings bestehen zwischen den vollkeramischen Systemen und Herstellungsverfahren erhebliche Unterschiede. Dementsprechend muss die Keramik für die vorgesehene Indikation jeweils sorgfältig ausgewählt werden und werkstoffliche Grundkenntnisse, werkstoffgerechte Präparations- und Verarbeitungstechniken angewendet werden (Manhart, 2009).

2.1.1 Definition

Eine umfassende Definition aller heute zahnärztlich genutzten keramischen Werkstoffe als nichtmetallische anorganische Verbindungen muss wegen der Vielzahl der Neuentwicklungen sehr allgemein bleiben (Eichner, Kappert, 1996; Marxkors, Meiners, 2001; Marx et al., 2001). Meistens werden Sie durch Sintern hergestellt, einem Fertigungsverfahren, in dessen Verlauf ein poröser Formkörper in einen dichten Festkörper unter Zunahme der mechanischen

Festigkeit überführt wird.

Dentalkeramische Produkte nehmen, wenn man die im technischen Bereich übliche Einteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindestoffe zugrunde legt, bezüglich ihrer Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein (Eichner, Kappert, 1996). Man unterscheidet als Verbindungen der Kieselsäure (Silikate) eine Vielzahl von Zusammensetzungen und Modifikationen. Sie werden als Feldspatgläser mit kristallinen Anteilen, Oxidkeramiken, entgaste Gläser und Spezialemailen bezeichnet und können sowohl eine kristalline (Keramik-Merkmal), als auch quasiamorphe (Glas-Merkmal) molekulare Struktur ausbilden (Eichner, Kappert, 1996; Hohmann, Hielscher, 2003).

Unter den herkömmlichen dentalen Keramiken, also Feldspatkeramiken ist der Kalifeldspat (Orthoklas) neben Natronfeldspat (Albit) und Kalkfeldspat (Anorthit) der wichtigste Vertreter. Abhängig von seiner Zusammensetzung hat der Feldspat einen relativ niedrigen Schmelzpunkt von ca. 1160 °C bis 1500 °C. Innerhalb dieses Intervalls vermag er beachtliche Mengen an Quarz und Kaolin zu lösen und wird deshalb auch als „keramisches Flussmittel“ bezeichnet (Eichner, Kappert, 1996). Beim Erstarren des Kalifeldspats nach dem Schmelzen entsteht eine Glasphase und eine kristalline Phase. Leuzit, der Hauptbestandteil der kristallinen Phase, dient der Erhöhung der Viskosität beim Brennen und der Einstellung des Wärmeausdehnungskoeffizienten (Krumbholz, 1983). Ein weiterer wichtiger Bestandteil ist das Quarz, das der keramischen Masse einerseits Transparenz verleiht, andererseits, abhängig von der Menge, die Stabilität, den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) und die Festigkeit beeinflusst. Sein Schmelzintervall liegt zwischen 1400 °C bis 1600 °C.

Aufgrund ihrer Zusammensetzung sind die heutigen dentalkeramischen Massen deutlich vom Porzellan, von dem sie sich ableiten, zu unterscheiden. Ihre Hauptbestandteile sind Kali-Feldspat und Quarz, während Kaolin, die wichtigste Komponente der Porzellane, bei ihnen nur in sehr geringen Anteilen

2. Literaturübersicht

oder überhaupt nicht vorkommt (s. Abb.1 und Tab.1).

	Dental-Keramik	Porzellan
Feldspat	60 - 80 Gew.%	20 - 30 Gew.%
Quarz	15 - 25 Gew.%	20 - 25 Gew.%
Kaolin	0 - 5 Gew.%	40 - 60 Gew.%

Tab 1: Zusammensetzung von Dental-Keramiken und Porzellan (Eichner, Kappert, 1996).

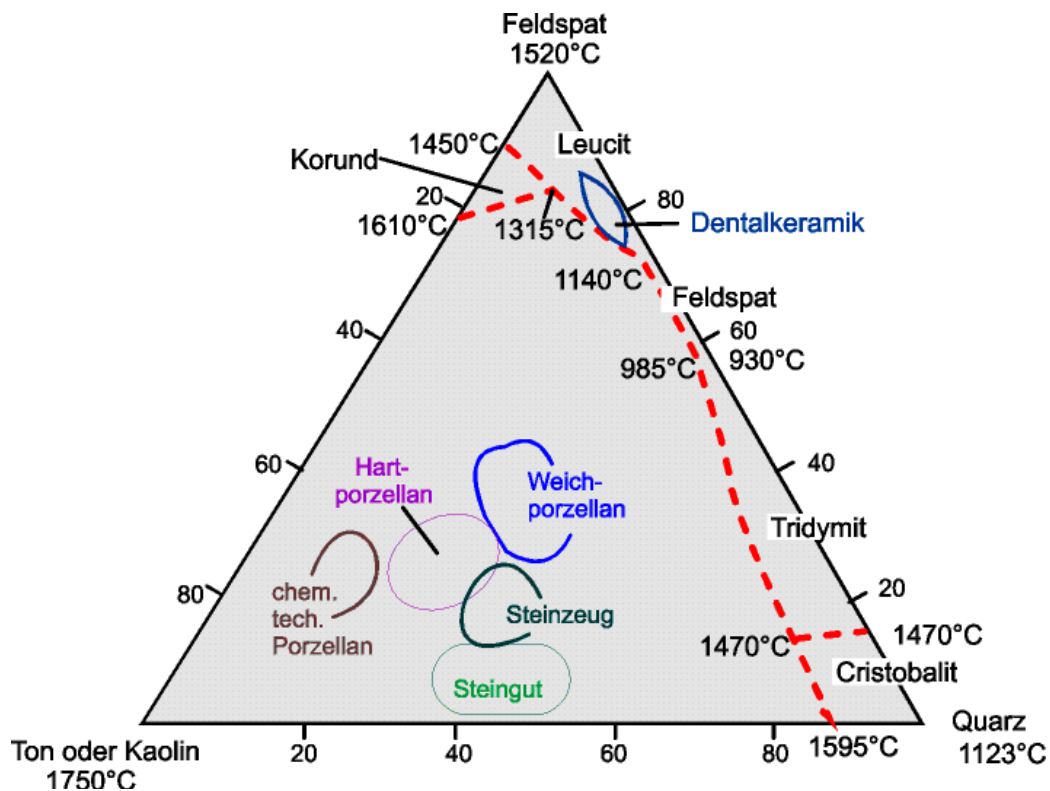


Abb. 1: Lage der Dentalkeramik im Ternären System von Quarz – Feldspat – Kaolin (Eichner, Kappert, 1996).

Mit so genannten Flussmitteln, wie Kaliumoxid, Natriumoxid und Calciumoxid ist es möglich die Fließfähigkeit zu erhöhen und gleichzeitig den

2. Literaturübersicht

Schmelzbereich der keramischen Massen zu senken.

Verschiedene Metalloxide (z. B. Aluminium-, Titan-, Zinn-, Indium-, Kobaltverbindungen u. a.) dienen der Verbesserung der Bruch- und Haftfestigkeit sowie der Farbgebung (kobaltblau, eisenrot, chromgrün, titangelb u. a.). Allen voran sind es die Zinn-, Zirkonium- und Titanoxide, mit deren Hilfe sich die Opazität der keramischen Masse modulieren lässt.

All diese Bestandteile werden zusammengefügt und gebrannt. Es entstehen die sog. Fritten, die anschließend zu einem feinen Pulver zermahlen werden, um so nach dem Brand einer Entmischung der Zusätze bei Transport oder Lagerung entgegen zu wirken (Homogenisierung) (Marxkors, Meiners, 2001).

Im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen gehen die Moleküle der Keramiken kovalente und ionische Bindungen ein, was die extrem hohe Härte, die hohe Druckbelastbarkeit und die Beständigkeit gegenüber Chemikalien und Temperaturschwankungen erklärt (Marxkors, Meiners, 2001; Domke, 1994). Der Nachteil liegt aber einerseits darin, dass die Keramik zwar extremen Druckbelastungen standhalten kann, jedoch sehr anfällig gegenüber Biegebelastungen ist und andererseits, dass die Keramik nach dem Brennen nicht plastisch verformbar ist und so nach Überschreitung einer bestimmten Bruchschwelle bricht (Spröbruch).

2.1.2 Geschichte

Der Name Keramik ist von dem griechischen Wort „keramos“ (Töpfererde, Ziegel, Tongefäß) abgeleitet und bezeichnet sowohl die Erzeugnisse aus gebrannten ton- bzw. kaolinhaltigen Massen als auch die Technik ihrer Herstellung (Eichner, Kappert, 1996; Hohmann, Hielscher, 2003). Anhand geschichtlicher Funde kann angenommen werden, dass die Urfänge der Keramik auf einige tausend Jahre vor Christus zurückgehen. Der gewöhnliche Töpfer-ton ist ein quellfähiges Aluminium-Silikat, deren plättchenförmige

2. Literaturübersicht

Tonkristalle beim starken Erhitzen (Brennen) zu einem Festkörper zusammensintern (Eichner, Kappert, 1996). Die entstandene poröse Keramik wird durch einen glasartigen Überzug versiegelt. Je nach Grad der Sinterung unterscheidet man zwischen Tongut (Irdengut) und Tonzeug (Sintergut) (Eichner, Kappert, 1996; Hohmann, Hielscher, 2003). Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus dem Porzellan, das als das edelste Tonzeug gilt, und etwa 700 n. Chr. in China zuerst hergestellt wurde. Im Zuge der Entwicklungen, wurden auch die Glasurmaterialien weiter verbessert. Vermutlich erst im 15. Jahrhundert kam das Porzellan durch die Portugiesen nach Europa. J.F. Böttcher gelang es 1709 erstmals Porzellan selber zu brennen (Eichner, Kappert, 1996). 1710 entstand die Meißner Porzellanmanufaktur. Das dort hergestellte Porzellan bestand hauptsächlich aus Kaolin (weißer Ton) und geringen Anteilen an Feldspat und Quarz. Nachdem das Fabrikationsgeheimnis bekannt geworden war, wurden in den darauffolgenden Jahrzehnten in Europa mehrere Porzellanfabriken gegründet. Ausschließlich Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne waren bis dahin als Zahnersatz bekannt und hatten sich wegen schlechter biologischer und chemischer Eigenschaften nicht bewährt. So wurde mit dem neuen Silikatwerkstoff versucht, bessere Ergebnisse im zahnärztlichen Bereich zu erzielen (Eichner, Kappert, 1996). Der erste Versuch, ein anorganisches Material als einen Bestandteil von Zahnersatz zu verwenden, wurde 1728 vom Pariser Zahnarzt Pierre Fauchard beschrieben. Im Jahre 1774 ließ sich der Apotheker Duchâteau aus St.Germain en Laye in einer Porzellanmanufaktur ein ganzes Porzellangebiss brennen. Die Ergebnisse des Apothekers Duchâteau griff der Pariser Dentist Chemant in seiner Dissertation von 1788 wieder auf und vermarktete sie. Ein einschneidender Fortschritt stellte 1808 die Veröffentlichung einer Methode zur Herstellung von Einzelzähnen mit eingebrannten Platinstiften durch den italienischen Zahnarzt Fonzi dar. Ab Mitte des 19. Jahrhunderts begann durch die Zahnfabriken S.W. Stockton und S.S.

2. Literaturübersicht

White Corporation in Amerika die industrielle Herstellung von künstlichen Zähnen. Um 1884 versuchte Parmely Brown einen neuen Weg zu gehen, indem er Porzellanbrücken mit Metallgerüsten aus einer Platin-Iridium-Legierung verstärkte. Im Jahre 1887 schaffte C.H. Land die Voraussetzungen für die sogenannten Jacketkronen, eine Mantelkrone aus keramischen Massen (Eichner, Kappert, 1996). Es handelte es sich um solide Platinhülsen, auf die labial und später auch inzisal Porzellan aufgetragen wurde. Passungenauigkeiten und das Brennen ohne Unterdruck, aus dem sehr hohe Porositäten innerhalb des Gefüges resultierten, führten oft nach einer kurzen Tragezeit zum Bruch der Keramik. Im Laufe der Zeit wurden die Porzellanmassen durch kaolinfreie Feldspatfrittemassen ersetzt. Obwohl in den 30er Jahren des letzten Jahrhundert, sich die Keramikmantelkrone von Brill und Lewin im Frontzahnbereich durchsetzte und mit verbesserten keramischen Massen, Brennöfen, Präparationsinstrumenten sowie Abformmaterialien und – methoden eine weite Verbreitung erfuhren, waren die niedrige Bruch- und Scherfestigkeit immer noch der limitierende Faktor (Eichner, Kappert, 1996). Ein weiterer großer Durchbruch in der Verwendung keramischer Massen brachte 1949 die Entwicklung des Vakuumbrennverfahrens durch Gatzka (Eichner, Kappert, 1996). Dieses Verfahren ermöglichte es, beim Sinterbrand der keramischen Masse, fast die gesamte eingeschlossene Luft zu entziehen und so das Porenvolumen von 5 % auf 0,5 % abzusenken. Aufgrund der Absenkung des Porenvolumens erreichte man eine entscheidende Verbesserung der Transparenz und Farbe bei den Dentalkeramiken. Trotz der Verbesserung der Brennmethoden kam der entscheidende Durchbruch aber erst in den 50iger und 60iger Jahren. Die metallkeramische Krone wurde 1962 von M. Weinstein, S. Katz und A. B. Weinstein in den U.S.A. patentiert und in Europa durch die Vita Zahnfabrik und Degussa Dental auf den Markt gebracht (Eichner, Kappert, 1996). Bei dieser bis heute eingesetzten so genannten VMK® - Technik handelt es sich um dentalkeramische Massen der Firma VITA

2. Literaturübersicht

Zahnfabrik, die auf eine Edelmetalllegierung der Firma Degussa aufgebrannt werden. Mit dem Verbund von Metall und Keramik war es möglich geworden, ästhetisch ansprechende und belastbare Kronen- und Brückenversorgungen auch im Seitenzahnbereich einzugliedern. Die Metallkeramik drängte durch ihre klinischen Erfolge die Vollkeramik immer mehr zurück, konnte aber die Vorzüge der hohen Biokompatibilität sowie einer idealen Imitation des natürlichen Zahnes nie erreichen. Das Problem der Frakturanfälligkeit von vollkeramischem Zahnersatz wurde mit Hilfe von McLean und Hughes 1965 durch die Empfehlung, Aluminiumoxidkristalle als Keramikverstärkung einzusetzen, verbessert (Domke, 1994). So entstand in dieser Zeit in Zusammenarbeit mit der Firma Vita die Systeme Vitadur (1968) und Vitadur N (1976). Auch entstand in dieser Zeit die Idee des vollkeramischen Verbundsystems, also eines festen keramischen Gerüstwerkstoffes in Kombination mit einem keramischen Verblendwerkstoff geringerer Festigkeit und höherer Transluzenz (Kappert, Krah, 2001). Andere Zusätze, wie Leuzit, Glimmer, Hydroxylapatit, Doppeloxyd-kristalle, Zirkonoxid oder keramische Kurzfasern (Whisker) wurden eingesetzt, um die Stabilität zu erhöhen und werden teilweise heute noch verwendet (Eichner, Kappert, 1996). Neben der klassischen Sinter-technologie wurden in den 80er und 90er Jahren weitere Verfahren wie das Guß-, Press- und Fräsverfahren in der Herstellung von Keramikrestorationen eingeführt. Nachdem 1957 von Stookley der Begriff der „Glaskeramik“ geprägt wurde und McCulloch 1968 die ersten Versuche startete keramischen Zahnersatz durch Heißluftumformung (Gießen oder Pressen) zu gestalten, kamen in den 80er Jahren eine Reihe von glaskeramischen Systemen (z.B. Dicor Glaskeramik) auf den Markt (Grossmann, 1985; McCulloch, 1968; Tinschert et al., 2001). Ihr Indikationsbereich war weitestgehend auf Kronen, Inlays und Veneers begrenzt. Dabei sind die ästhetischen und mechanischen Eigenschaften der Dentalkeramiken weiter verbessert worden. Bei den meisten Systemen kam es aber aufgrund einer niedrigen Bruchzähigkeit des Materials bald zu hohen

2. Literaturübersicht

Mißerfolgsraten durch Brüche, die insbesondere im Seitenzahnbereich auftraten. Systeme wie Empress und In-Ceram setzten sich durch. Während sich Empress mit seiner geringeren Festigkeit bei Inlays, Onlays, Verblendschalen und Kronen im Frontzahnbereich bewährt hat, ist In-Ceram aufgrund besonders hoher Festigkeitswerte auch beim Einsatz für Seitenzahnkronen und dreigliedrige Brücken im Frontzahnbereich erfolgreich. Durch den Einsatz von aluminiumoxid- und zirkoniumoxidverstärkten Keramiken und deren speziellen Herstellungsverfahren ist es möglich geworden das Indikationsspektrum von vollkeramischen Restaurationen nun auch auf den kaubelasteten Seitenzahnbereich auszuweiten. Da bei diesen Keramiken ein direktes Sintern von Kronen- und Brückengerüsten auf entsprechenden Modellstümpfen nicht möglich ist, wurden für die Verarbeitung von Oxidkeramiken vermehrt CAD/CAM- Verfahren entwickelt (Tinschert et al., 2001). Erste Ideen zur computergestützten Herstellung von Zahnrestaurationen kamen 1971 durch Francois Duret auf. Er gilt als der Begründer der CAD/CAM- Technik in der Zahnmedizin. Allerdings war Durets Annahme, dass die bereits zu diesem Zeitpunkt etablierte Industrie-Technologie mit geringen Modifikationen in die Zahnheilkunde zu übertragen sei, falsch. Der Hauptvorteil der industriellen CAD/CAM- Technik ist viele gleichartige Werkstücke automatisch herzustellen. Im Gegensatz dazu ist Zahnersatz jedoch immer individuell. Es bestand also die Notwendigkeit einer sogenannten „Unikatfertigung“ (Tinschert et al., 2004). Rückblickend auf die weitere historische Entwicklung der CAD/CAM-Verfahren, gelang es 1985 zum ersten Mal eine dreidimensionale intraorale Kavitätenaufnahme herzustellen. Technisch gesehen wurde die Aufnahme der Kavität mit einer Triangulationskamera unter Infrarotlicht angefertigt. Noch im gleichen Jahrzehnt wurden weitere, taktil arbeitende mechanische Sonden und optisch arbeitende Sensoren zur Vermessung von Zahnmodelloberflächen eingesetzt. Mitte der 90er Jahre beruhigte sich das Interesse an der CAD/CAM- Technik, aufgrund

2. Literaturübersicht

des noch zu geringen Entwicklungsstands der Computer- und Softwaretechnik. Um die Jahrtausendwende führten sowohl die rasante Entwicklung in den Computerwissenschaften, als auch die neuen Materialien der Oxidkeramiken zu einer raschen Weiterentwicklung der CAD/CAM-Verfahren. Im Jahr 2006 wurden in Deutschland bereits 1,3 Millionen Restaurationen mit Hilfe der CAD/CAM-Technologie hergestellt (Kern, 2007).

2.1.3 Eigenschaften der Dentalkeramik

Dass die dentalkeramischen Massen zwischen Keramik und Glas angesiedelt werden, liegt vor allem auch an ihren Strukturen nach der Verarbeitung, welche als teilkristallin silikatisch bezeichnet werden. In ihre Matrix, die eine amorphe transparente Glasphase darstellt, sind kristalline Strukturen eingelagert, wodurch ihre Struktur und physikalischen Eigenschaften den Gläsern eher entsprechen als den Industrie-Keramiken. Die Dentalkeramiken sind Feldspatgläser mit Leuzitkristallen in disperser Verteilung als charakteristische kristalline Phase (Marxkors, Meiners, 2001).

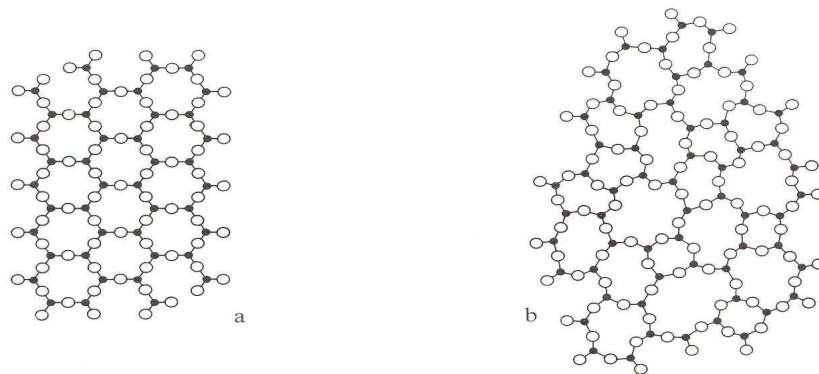


Abb.2: Atomanordnung des Quarzes im kristallinen (a) und im Glaszustand (b) (Marxkors, Meiners, 2001).

Kristalle zeichnen sich durch eine homogene, dreidimensionale und periodische

2. Literaturübersicht

Gitterstruktur aus. Durch gerichtete kovalente Atombindungen sind Kristalle sehr hart und formbeständig. Da sie den keramischen Massen eine extreme Abrasionsbeständigkeit verleihen, wird deren Einsatz im Seitenzahnbereich aus zahnmedizinischer Sicht oft kontrovers diskutiert. Die kristallartigen Eigenschaften erhält die Keramik durch in die Glasmatrix eingelagerte Kristallpartikel z. B. Leuzit, Aluminiumoxid, Zirkoniumoxid.

Die geringe Wärmeleitfähigkeit der keramischen Massen führt dazu, dass sie nur langsam erweichen und keinen Schmelzpunkt, sondern ein breites Schmelzintervall besitzen. Während des Brennvorgangs kommt es durch die Ausbildung von Sauerstoffbrücken und durch die Verringerung des interpartikulären Abstands zur Schrumpfung, die bis zu 40 Vol.-% betragen kann. Durch das Riffeln und den weitgehenden Wasserentzug erreicht der Zahntechniker beim Modellieren eine Verdichtung, die die Schrumpfung beim Sintern limitiert.

Trotz ihrer hohen Druckfestigkeit ist Keramik sehr empfindlich gegenüber Biege- und Scherbelastungen. Aufgrund der stabilen Atombindungen sowohl in der Glasmatrix als auch in den Kristallpartikeln besitzt Keramik bei Raum- bzw. Mundtemperatur praktisch keine Duktilität. Bei einer Biege- oder Scherbelastung kommt es daher nicht wie beispielsweise bei Metallen zum Übereinandergleiten der Atomebenen und damit nicht zur Verformung. Übersteigt die Belastung den Materialwiderstand kommt es ausgehend von bereits vorhandenen Mikrorissen oder Porositäten durch Rissfortsetzung zum Sprödbruch (Marxkors, Meiners, 2001).

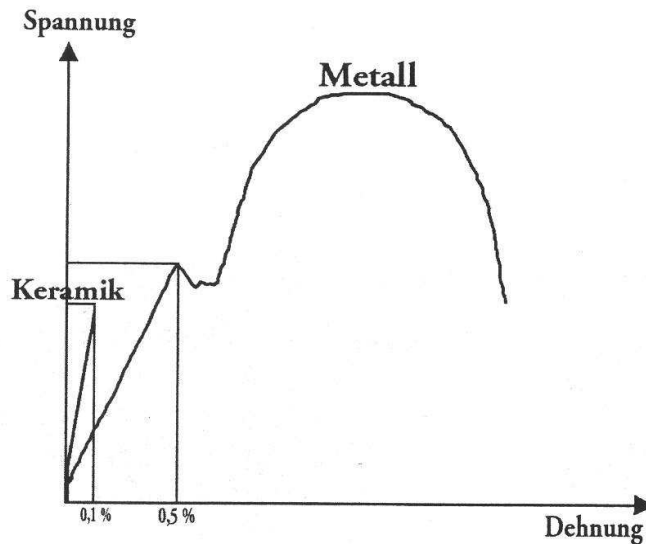


Abb. 3: Spannungs-Dehnungs-Vergleich bei metallischen und keramischen Werkstoffen

Der spezifische Materialwiderstand eines Werkstoffs gegen einsetzendes Risswachstum wird in der Werkstoffkunde durch die Werte der Biegefestigkeit und Risszähigkeit bestimmt. Um die vergleichsweise schlechte Risszähigkeit und Biegefestigkeit herkömmlicher Silikatkeramiken zu erhöhen und sie so den Belastungen in der Mundhöhle anzupassen, existieren verschiedene Strategien. Der Zahntechniker kann durch

- exakte Verarbeitungstechnik und Brandführung
- das Vakuumbrennverfahren
- möglichst hohe Verdichtung beim Schichten
- Verwendung vorgefritteten Keramikpulvers mit kleiner Korngröße

das Auftreten von Poren und Inhomogenitäten weitgehend vermeiden. Somit wird die Bildung von initialen Mikrorissen verringert. Aber auch die Zusammensetzung der keramischen Masse hat einen großen Einfluss auf die

Bruchfestigkeit. Durch die Einlagerung von Partikeln höherer Festigkeit wird die Ausbreitung von Sprüngen reduziert. Verwendet werden:

- Leuzitkristalle
- stabile Metalloxide wie Aluminium- und Zirkoniumoxid
- Whisker (lange nadelförmige Einkristalle)
- Spinelle (Magnesium-Aluminium-Oxidkristalle)

Trifft ein sich ausbreitender Sprung der Glasmatrix auf einen dieser Partikel mit höherer Festigkeit, so muss er dessen Widerstand überwinden, oder er wird abgelenkt (sog. Riss-Wegeverlängerung). Die zum Bruch führende Energie wird so reduziert oder verbraucht. Da durch diese Zugaben aber auch die Transluzenz stark verringert wird, sind aluminiumoxid-, zirkonoxid- bzw. leuzitverstaärkte Keramiken aus ästhetischen Gründen nur als Kernmassen zu verwenden. Die zueinander reziproken Eigenschaften Transluzenz und Opazität beschreiben die Lichtdurchlässigkeit von Materialien. Eine Materialschicht, die einen großen Anteil der einfallenden Lichtintensität durchlässt, besitzt hohe Transluzenz und niedrige Opazität. Die Beeinträchtigung der Lichtdurchlässigkeit keramischer Schichten beruht auf der diffusen Streuung des Lichtes durch Reflexion und Brechung an Einschlüssen. Dieser Streueffekt ist abhängig von Zahl und Größe der Einschlüsse, je zahlreicher und kleiner die Streuzentren, desto geringer die Transluzenz, desto höher die Opazität. Da kurzwelliges Licht stärker gestreut wird als langwelliges, ist das von einem transluzenten Material durchgelassene Licht an kurzwelliger Strahlung verarmt und erscheint eher rötlich; das an der Einfallsseite zurückgestreute oder infolge Streuung seitlich austretende Licht ist dagegen mit kurzwelliger Strahlung angereichert und entsprechend bläulich gefärbt. Dieser Effekt wird als Opaleszenz bezeichnet.

Eine weitere charakteristische Eigenschaft von dentalkeramischen Materialien ist die ausgeprägte Beständigkeit gegen korrosive Substanzen. Deutlich alkalische Lösungen wirken korrosiv, andererseits kann zu Retentionszwecken

die dentalkeramische Oberfläche mit Flußsäure angeätzt werden.

2.1.4 Klassifizierung von Dentalkeramiken

Grundsätzlich gibt es unterschiedliche Möglichkeiten Vollkeramiken einzuteilen, da verschiedene Gesichtspunkte zur Gliederung eingesetzt werden können. Eine Einteilung nach der Herstellungsart, dem chemischem Aufbau, nach dem Anwendungsbereich und Befestigungsmodus sind denkbar (Manhart, 2009). Für den zahnmedizinischen Bereich ist eine Einteilung nach der Herstellungsart oder dem chemischem Aufbau sinnvoll (Tinschert et al., 2001).

2.1.4.1 Einteilung nach Herstellungsverfahren

Herkömmliches Verfahren: Im herkömmlichen Verfahren werden die Kronen auf einem feuerfesten Träger frei modelliert und gebrannt. Ursprünglich benutzte man als Träger ein Hütchen aus Platinfolie, das auf dem Modellstumpf angefertigt und nach Fertigstellung wieder entfernt wurde. Heute wird direkt auf einen Stumpf aus feuerfestem Material modelliert und gebrannt. Hierbei wird zunächst die Hartkernmasse so dick geschichtet, dass ein stabiles Käppchen entsteht, das daraufhin mit weiteren Keramikmassen komplettiert wird. Wegen des großen Brennschwundes, wird bei der Modellation die Keramik im Überschuss aufgetragen. Die einzelnen Brände erfolgen nach exakt vorgeschriebenen Temperatur-Zeit-Programmen in speziellen evakuierbaren Öfen. Abschließend verleiht ein Glasurbrand der Restauration noch den natürlichen Glanz. Dieses Herstellungsverfahren offeriert die Möglichkeit der individuellen Farbschichtung und Transparenzgestaltung, allerdings bereitet die Sinterschrumpfung Probleme bezüglich der Dimensionsgenauigkeit (Manhart, 2009).

2. Literaturübersicht

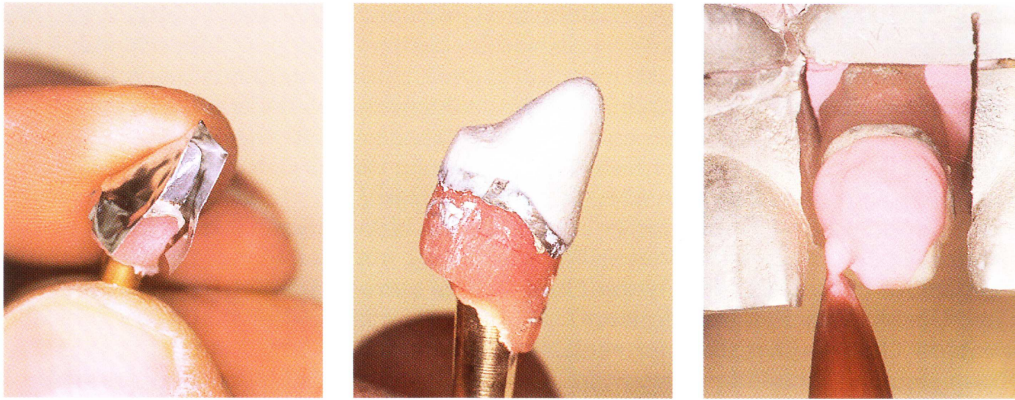


Abb. 4: Herstellung einer Vollkeramikkrone auf einer Pt-Hülse (Schmidseder, 1998).

Bei der Schlickertechnik (In-Ceram System) wird Aluminiumoxid-Pulver als wässrige Suspension auf einen feuerfesten Stumpf modelliert und bei ca. 1120 °C porös gesintert. Anschließend wird das poröse Sintergerüst mit Glaskeramikmasse infiltriert. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die hervorragende Passung, jedoch ist die hohe Opazität ein Nachteil.

Preßverfahren: Bei diesem Verfahren (IPS-Empress, e.max-Press, etc.) wird die Restauration zunächst in Wachs modelliert, eingebettet und durch Wachsaustreibung in eine Hohlraumform umgewandelt. Anschließend werden Keramik-Rohlinge thermisch plastifiziert und in die Hohlform gepresst. Diese monochrome gepreßte Restauration kann dann entweder bemalt oder überbrannt werden. Bei der Cerapress-Technik wird nicht nur monochrom gepresst es kann gleichzeitig geschichtet werden.

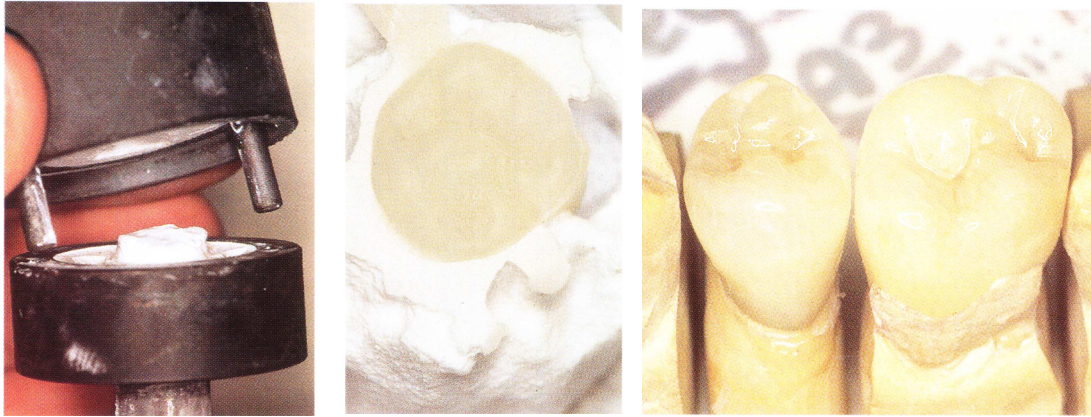


Abb. 5: Presskeramikkrone (Schmidseder, 1998).

Gießverfahren: Die Kronen werden bei dieser Technik in anatomisch korrekter Form aus einem speziellen Silikatglas mit speziellen Einbettmassen und Gußschleudern ähnlich dem Metallguß hergestellt. Die zunächst glasklaren Kronen werden erneut mit Hitze behandelt, um eine sogenannte „Entglasung“, eine Kristallisierung der Glasstruktur zu erreichen. Dies nennt man Keramisierung, dass eine Weißfärbung sowie Steigerung der mechanischen Festigkeit des Materials zur Folge hat. Anschließend kann die Krone bemalt werden, nachteilig ist jedoch, dass diese Farbschichten immer von abrasiven Effekten bedroht sind.

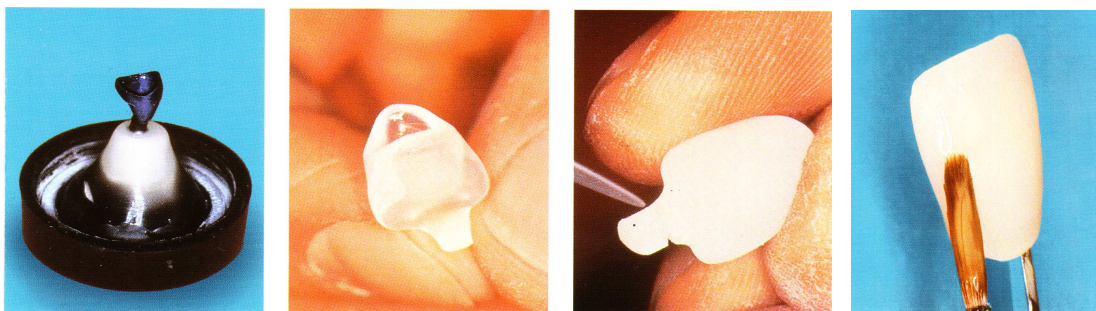


Abb. 6: Herstellung einer Glaskeramikkkrone (Schmidseder, 1998).

2. Literaturübersicht

Computerunterstützte Herstellung (CAD/CAM Technik): Dabei wird eine Restauration zunächst mit Hilfe eines Rechners konzipiert und dieser Entwurf dann von einer Fräsmaschine aus einem Rohling herausgearbeitet. Die Gewinnung der Messdaten für die Konstruktion können im Mund durch optischen Abdruck per Kamera oder extraoral am Gipsmodell durch Laser, Weißlicht oder taktile Abtastung gewonnen werden. Auf dem Bildschirm wird eine virtuelle Restauration konstruiert (CAD=Computer-Aided-Design). Anschließend wird in einer mit der CAD-Station verbundenen Maschine die Restauration aus dem Keramik-Rohling maschinell-substraktiv herausgearbeitet (CAM=Computer-Aided-Manufacturing). Je nach Art der Technik muss die Keramik in einem abschließenden Sinterungsprozess noch verfestigt werden. Etabliert sind Verfahren zur Herstellung von Inlays sowie von Gerüsten für Kronen und Brücken, welche anschließend mit Verblendkeramiken komplettiert werden müssen. Ein besonderer Vorteil der CAD/CAM Fertigung ist die Möglichkeit, Keramik mit optimierten Eigenschaften zu nutzen, die mit den begrenzten Möglichkeiten des konventionellen zahntechnischen Labors nicht verarbeitet werden kann.



Abb.7: CAD/CAM

2.1.4.2 Einteilung nach chemischem Aufbau

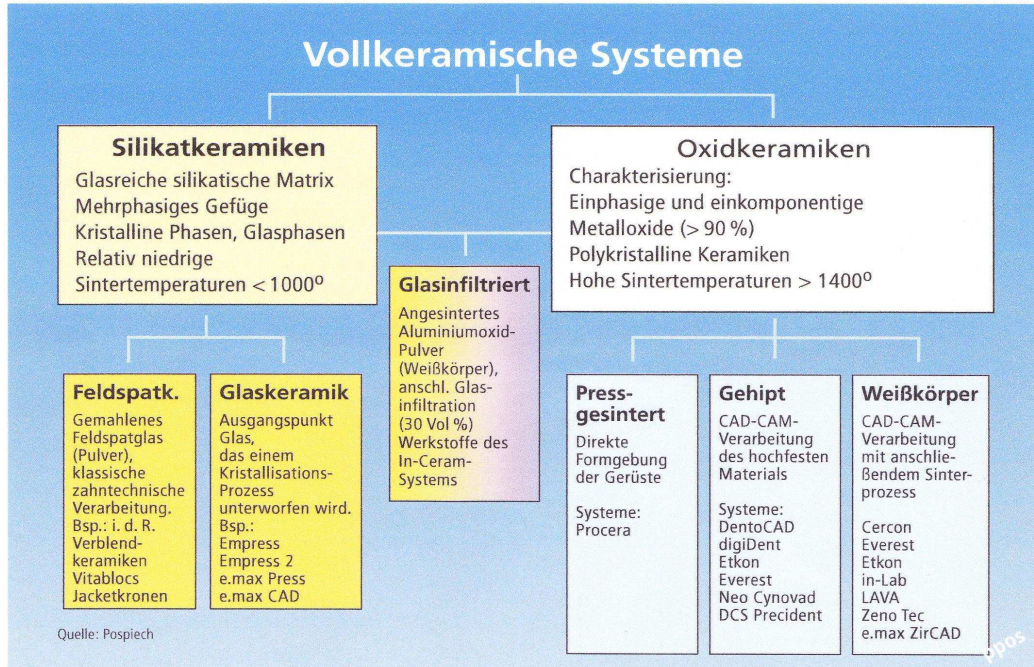


Abb. 8: Einteilung der Keramiken nach chemischem Aufbau (Kunzelmann et al., 2006).

Vollkeramische Systeme lassen sich nach ihrem chemischen Aufbau zunächst in die beiden Hauptgruppen der Silikatkeramiken und Oxidkeramiken einteilen. Silikatkeramiken können weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken untergliedert werden. Ein Beispiel für Feldspatkeramiken sind die üblichen Verblendkeramiken. Bei Glaskeramiken kann man IPS Empress, IPS e.max Press, Duceragold oder Dicor als Beispiele anführen (Tinschert et al., 2001). Für Arbeiten aus Silikatkeramik ist meistens eine adhäsive Befestigung erforderlich. Wenn genügend konditionierbare Zahnhartsubstanz zur Verfügung steht, ist der klinische Indikationsbereich für Inlays, Onlays, Teilkronen und Einzelkronen gegeben (Kunzelmann et al., 2006).

Die zweite Hauptgruppe der Oxidkeramiken lässt sich wiederum in die Untergruppen der glasinfiltrierten- und polykristallinen Oxidkeramiken

2. Literaturübersicht

unterteilen (Tinschert et al., 2001; Kunzelmann et al., 2006). Beispiele sind hier In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirconia und Procera AllCeram für die glasinfiltrierte und Cercon Base, DC-Zirkon und Lava Frame für die polykristallinen Oxidkeramiken (Tinschert et al., 2001). Ihr Indikationsbereich erstreckt sich ohne Einschränkung über Kronen und dreigliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich (Klink, Groten, 2006).

2.2 Oxidkeramiken

2.2.1 Definition u. Einteilung

Grundsätzlich unterteilt man die Oxidkeramiken in glasinfiltrierte und polykristalline Oxidkeramiken. Glasinfiltrierte Oxidkeramiken bestehen meistens aus Werkstoffen auf der Basis von Aluminiumoxid, die zur Festigkeitssteigerung mit Lanthanglas infiltriert werden (Kunzelmann et al., 2006). In polykristallinen Oxidkeramiken liegt eine Dominanz der kristallinen Phase und nur ein sehr geringer oder gar kein Anteil einer Glasphase vor (Tinschert et al., 2001; Kunzelmann et al., 2006; Pospiech et al., 2004). Durch die Einführung dieser Oxidkeramiken im Bereich der Zahnmedizin haben sich für vollkeramische Restaurationen völlig neue Indikationsgebiete bis hin zu weitspannigen Vollkeramikbrücken erschlossen, die vor nicht allzu langer Zeit noch als unerreichbar galten. Aufgrund der niedrigen mechanischen Festigkeit herkömmlicher Glas- und Feldspatkeramiken konnten die positiven Eigenschaften keramischer Werkstoffe bislang nur für kleinere Restaurationen genutzt werden, d. h. für Veneers, Inlays und Einzelkronen (Belli et al., 2010) die mit einer relativ aufwändigen adhäsiven Befestigungstechnik eingesetzt werden müssen. Mit oxidkeramischen Restaurationen können nun auch Brücken im Seitenzahnbereich hergestellt werden (Sailer et al., 2007; Christensen, 2008; Bonfante et al., 2010), die nicht dem Zwang einer

2. Literaturübersicht

adhäsiven Befestigung unterliegen. Besonders Zirkoniumoxid besitzt ein ausgezeichnetes Festigkeitspotenzial, dass für die Herstellung von besonders belastbaren Restaurationen genutzt werden kann. Gleichzeitig mit den Oxidkeramiken hat die Formgebung von Werkstoffen mit CAD/CAM Technologien einen erheblichen Anschlag erfahren. 2007 wurden ca. 2,5 Millionen vollkeramische Restauration inkorporiert, wobei der Anteil der CAD/CAM-gefertigten Kronen und Brücken bei 72% lag (Pecanov-Schröder, 2008). Diese Zahlen verdeutlichen eindrucksvoll, wie hoch das Vertrauen in die noch junge Technologie ist.

Wie erwähnt erhalten Vollkeramische Restaurationen auch aus Gründen der Ästhetik und der Biokompatibilität eine immer größere Bedeutung (Manhart, 2009). Die Patienten entscheiden sich zunehmend für metallfreie Restaurationen, auch aufgrund steigender Edelmetallpreise. Zirkoniumoxid und Aluminiumoxid haben zwar im Gegensatz zu metallischen Gerüstwerkstoffen eine zahnähnliche Eigenfarbe, aufgrund der fehlenden Transluzenz erscheint diese aber opak. Durch das Einfärben der Gerüste kann der opake Grundton abgemildert werden. Einige Firmen bieten mittlerweile industriell eingefärbte Rohlinge an. Auf Grund dieser Opazität werden jedoch diese Werkstoffe meist nur als Kernmaterialien eingesetzt, die Farbanpassung erfolgt dann meist durch Schichtung mit einer Verblendkeramik oder durch Lasurmassen (Manhart, 2009; Kunzelmann, Pospiech, 2006). So fügt sich die Restauration sehr gut in die Zahnreihe ein und sieht ästhetisch hervorragend aus.

Aufgrund der werkstoffspezifischen Eigenschaften des Zirkoniumdioxids wurden spezielle Verblendkeramiken entwickelt. Damit die Spannung zwischen Gerüstwerkstoff und Verblendkeramik, die sich während des Abkühlprozesses nach dem Brennen der Verblendmasse aufgrund der thermischen Schrumpfung aufbaut, nicht zu stark wird, müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten der beiden Werkstoffe aufeinander abgestimmt sein. Da die Keramik Druckspannungen gut toleriert, gegen Zugspannung aber sehr empfindlich ist,

2. Literaturübersicht

sollte der Wärmeausdehnungskoeffizient der Verblendmasse niedriger eingestellt sein als derjenige des Gerüstwerkstoffes.

2.2.2 Keramische Systeme auf Aluminiumoxidbasis

Aluminiumoxid tritt thermodynamisch stabil als $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$ (Korund) auf, es ist ein vielseitig in der Technik verwendeter oxidkeramischer Werkstoff. Es weist eine rhomboedrische Gitterstruktur auf, die als hexagonal charakterisiert wird. Es wird aus Bauxit, einem tonerdenreichen Verwitterungsprodukt gewonnen. Dieser Werkstoff besitzt eine hohe Festigkeit, eine hohe Härte, hohe thermische Beständigkeit und eine hohe Verschleißfestigkeit.

In der allgemeinen Medizin wird Aluminiumoxid vor allem als Prothesenwerkstoff verwendet (Rieger, 1993), als Werkstoff für die Herstellung dentaler Implantate konnte es sich gegen Titanimplantate jedoch nicht durchsetzen (Spiekermann, 1994). Die schwierige Verarbeitung von Aluminiumoxid (Sintertemperatur $> 1600^\circ\text{C}$, Sinterschrumpfung 15-20 Vol.% (Anderson, Odén, 1993)) hat dazu geführt, dass die individuelle Formgebung, wie sie für die Anfertigung von zahnärztlichen Restaurationen erforderlich ist, erst mit der Einführung der VITA In-Ceram Verfahrenstechnik unter den Bedingungen eines zahntechnischen Labors möglich wurde (Claus, 1990; Kappert, Knode, 1990). Bei dem In-Ceram Alumina-System wird mit einer Suspension aus reinen, feingepulverten Al_2O_3 -Partikeln ein Hartkerngerüst auf einem Spezialgipsmodell aufgeschichtet. Der folgende Sinterbrand lässt die Al_2O_3 -Körner zusammenbacken, aber nicht verschweißen. Eine dünnflüssige Suspension aus Lanthanglaspulver und destilliertem Wasser wird auf das Gerüst aufgetragen und im anschließenden Glasinfiltrationsbrand durch Kapillarkräfte eingesogen. Das Resultat ist ein hochfestes, opakes glasinfiltriertes Aluminiumoxidkeramikgerüst (Biegefestigkeiten von ca. 500 MPa), welches mit Verblendmassen in seine endgültige Form gebracht wird

2. Literaturübersicht

(Baltzer, Kaufmann-Jonian, 2003). In-Ceram-Alumina kann sowohl für Einzelkronen als auch für kurzspannige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich verwendet werden (Bieniek, Spiekermann, 1993; Rinke et al., 1994). Durch Beimengen von etwa 30% Zirkonoxid-Partikel in das Aluminiumoxidgerüst kann eine Verbesserung der Festigkeitswerte erreicht werden (Biegefestigkeiten ca. 600 MPa). Wird in das In-Ceram Alumina-Gerüst Magnesiumoxid hinzugefügt, bekommt man eine Oxidkeramik aus komplexen Oxiden. Das In-Ceram Spinell hat eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit und damit bessere ästhetische Eigenschaften, aber auch eine reduzierte Festigkeit (Biegefestigkeiten 350 MPa). So kann In-Ceram Spinell nur für Inlays, Onlays und Einzelkronen im Frontzahnbereich eingesetzt werden. Da die In-Ceram-Verarbeitungstechnik sehr zeitintensiv ist, werden vorgesinterte In-Ceram-Alumina/Zirconia/Spinell-Blöcke für die maschinelle Verarbeitung mit dem Celay- und Cerec-Verfahren angeboten, welche nach substraktiver Formgebung nur noch glasinfiltiert und verblendet werden müssen. Mit dem Procera-System steht seit 1994 ein erstes CAD/CAM Verfahren zur Verfügung, in jüngster Zeit stehen auch für andere CAD/CAM Systeme dichtgesinterte Rohlinge aus Aluminiumoxid (DC-Procera) zur Verfügung, mit dem Kronenkappen und Implantatabutments hergestellt werden können.

2.2.3 Keramische Systeme auf Zirkonoxidbasis

2.2.3.1 Einleitung und Definition

Häufig werden die Begriffe Zirkon, Zirkonium und Zirkoniumdioxid synonym verwendet, was aber aus werkstoffkundlicher Sicht nicht korrekt ist (Cramer v Clausbruch, 2003). Beim Zirkon handelt es sich um ein Mineral der Erdkruste mit silikatischer Zusammensetzung und kristallinem Aufbau, genauer gesagt Zirkoniumsilikat (ZrSiO_4). In der Schmuckindustrie findet es als Edelstein

2. Literaturübersicht

Verwendung. Gleichzeitig ist es Ausgangsstoff zur Herstellung des reinen Metalls Zirkonium. Zirkonium ist ein relativ weiches, dehnbares, silbrig aussehendes Metall mit dem Symbol Zr aus der Titangruppe. Bei Raumtemperatur ist es wie Titan luftbeständig und bildet an der Oberfläche sehr schnell eine dünne passivierende Oxidschicht. Zirkonium ist somit gegen Korrosion unanfällig. Die wichtigste Verbindung ist das Zirkoniumoxid, das in der technischen Literatur häufig nur als Zirkonoxid bezeichnet wird. Zirkonoxid kann aus mineralischen Rohstoffen wie dem Baddeleyit (96-99% ZrO_2 -Gehalt) oder dem heutzutage meist verwendeten Zirkonsand Alvit (ZrSiO_4) synthetisch hergestellt werden.

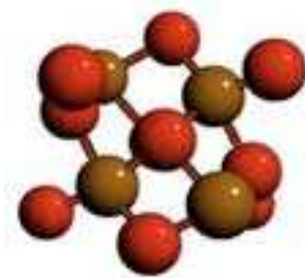


Abb. 9: Baddeleyit Struktur



Abb. 10: Zirkonium

2.2.3.2 Chemische und physikalische Eigenschaften

Der Schmelzpunkt für Zirkonoxid liegt bei 2680 °C und die Dichte beträgt 5,5 g/cm³. Weiterhin wird der E-Modul mit ca. 240 GPa und der WAK α mit $10,0 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ angegeben. Die Farbe ist weiß-opak. Zirkonoxid kommt in Abhängigkeit von der Temperatur in drei verschiedenen Modifikationen vor. Bei Raumtemperatur besitzt es eine monokline Gitterstruktur, die bis 1173 °C stabil ist. Bei Temperaturen darüber kommt es zu einem Phasenwechsel. Es tritt die tetragonale Phase auf, die bis 2370 °C beständig ist und oberhalb dieser Temperatur in eine kubische Gitterstruktur übergeht bis zu einem Schmelzpunkt von 2690°C (Abb. 11).

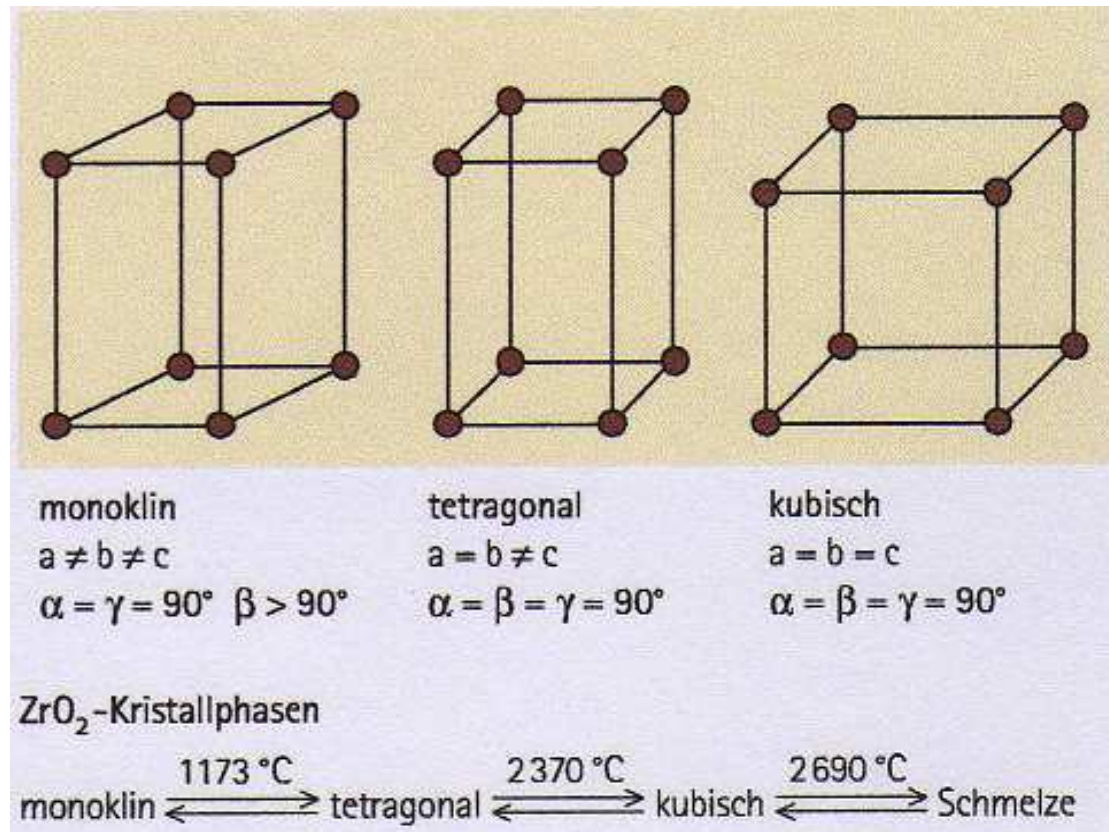


Abb.11: Modifikationen von Zirkonoxid (Gehre, 2005).

Die Umwandlung der tetragonalen Phase in die monokline Phase ist diffusionslos und findet mit einer schallartigen Geschwindigkeit statt. Dieser Vorgang ist von größter Bedeutung, das auch als t/m Umwandlung bezeichnet wird und ist der martensitischen Umwandlung beim Vergütungsstahl gleich zu setzen. In Folge dieser schlagartigen Umwandlung während der Abkühlphase tritt eine Volumenzunahme von ca. 3-5 % auf (Kosmac, 1999; Evans, Heuer, 1986). Diese sprunghafte Volumenzunahme führt zu hohen Spannungen im Gefüge und ist der Grund für Rissbildungen bei reinem Zirkonoxid. Reines ZrO₂ kann demzufolge nicht zu dichten sinterfesten Produkten verarbeitet werden (Munz, Fett, 1989). Andererseits kann dieser Effekt auch positiv zur

2. Literaturübersicht

Verbesserung der Festigkeitseigenschaften von keramischen Werkstoffen genutzt werden. Die Veränderung der Gitterstruktur kann vermieden werden, wenn die martensitische Umwandlungstemperatur zu tieferen Temperaturen verschoben wird (Schweiger, 2004). Mit Hilfe von oxidischen Zusätzen ist eine teilweise oder vollständige Stabilisierung in der tetragonalen Phase bei Raumtemperatur möglich (Konzept der Phasentransformationsfestigung). Diese Oxide verhindern während der Abkühlphase nach dem Sinterprozess das Zerspringen der Keramik. Y_2O_3 , CeO_2 , CaO oder auch MgO sind die meist verwendeten Stabilisatoren (Maier, 1991). Weiterhin gibt es noch Sc_2O_3 , SiO_2 oder TiO_2 die ebenfalls phasenstabilisierende Eigenschaften besitzen. Besonders günstig scheint die Dotierung mit Y_2O_3 zu sein. Mischt man also kationische Oxide (CeO_2 , CaO , MgO u.a.) zum Zirkoniumdioxid, so werden durch den Einbau der Kationen auf den Gitterplätzen Sauerstoffleerstellen im Kristall erzeugt. Somit fehlt dann zum Beispiel jedes 27te Sauerstoffatom (Sailer et al., 2007). Dies führt zu einer Erhöhung der Mobilität der Sauerstoffionen und somit zu einer Erhöhung der ionischen Leitfähigkeit des Zirkonoxids. Die Ionenleitfähigkeit ist abhängig von der Konzentration der Dotierung, die minimal notwendig ist, um die tetragonale Phase bei Raumtemperatur zu stabilisieren. Bei den Y_2O_3 verstärkten Zirkoniumdioxid-Keramiken liegt die optimale Yttriumoxidkonzentration bei etwa 5 Gew%.

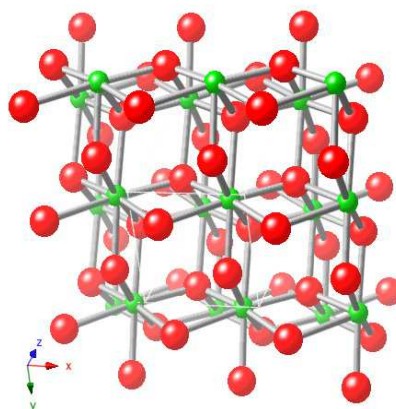


Abb. 12: Tetragonales yttriumteilstabilisiertes Zirkoniumdioxid.

2. Literaturübersicht

Entsprechend der Art und dem Gehalt an oxidischen Verbindungen lassen sich Zirkonoxidkeramiken in verschiedene Werkstoffe unterteilen. Beim vollstabilisierten Zirkonoxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) wird durch den Einbau der Fremdoxide die kubische Form des Zirkonoxids bis auf Raumtemperatur stabilisiert und dadurch die t/m-Umwandlung umgangen. Allerdings hat das kubische Gefüge keine Möglichkeit der Umwandlungsverstärkung, wie es bei TZP- oder PSZ- Keramiken der Fall ist. Daher sind im dentalen Bereich keine FSZ-Keramiken im Einsatz.

Unter dem teilstabilisierten Zirkonoxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) versteht man eine Keramik, bei der die Menge an Fremdoxiden so weit verringert ist, dass neben der kubischen Phase auch ein Teil von umwandlungsfähigem tetragonalem Zirkonoxid vorliegt, dass sich in die monokline Phase beim Abkühlen umwandeln kann. Bei Untersuchungen zeigte sich, dass die mechanischen Eigenschaften linear mit dem Gehalt an tetragonaler Phase gesteigert werden konnte. Daher wurde eine Zirkonoxidkeramik mit weniger als 5 Gew.-% Y_2O_3 , die vollständig aus tetragonaler Phase besteht, entwickelt (Gupta, 1978; Gupta et al., 1977; Rieth et al., 1976). Dies wird auch als TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystals) bezeichnet. Y-TZP steht für „Yttrium stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid“. Dies ist die zurzeit am häufigsten eingesetzte ZrO_2 -Keramik in der Zahnmedizin. Die mittlere Korngröße beträgt 0,3-0,4 μm . Damit die metastabile tetragonale Phase nicht spontan ohne äußere Einflüsse in die monokline Phase übergeht, ist eine homogene Korngrößenverteilung in diesem Bereich erforderlich. Allerdings dürfen die Körner eine kritische Größe von 0,5 μm nicht überschreiten, da sie sonst keine hemmende Wirkung auf die Umwandlung haben. Für die Umwandlungsverstärkung der tetragonalen in die monokline Phase bei Raumtemperatur ist die metastabile tetragonale Phase die Voraussetzung. Der Umwandlungsprozess wird durch äußere Einflüsse, wie Spannungen, Temperatur und Milieu induziert. Bei hoher mechanischer

2. Literaturübersicht

Belastung entstehen zunächst lokale Spannungsspitzen, die zur Bildung von Mikrorissen führen können. Das Spannungsfeld an der Rissspitze induziert die Umwandlung der Körner in diesem Bereich von tetragonal in monoklin. Durch die Volumenzunahme von circa 4 Prozent werden die Rissflanken zusammengedrückt und der Rissfortschritt ist gebremst. Die verhinderte Umwandlung im Yttrium- stabilisierten Zirkoniumdioxid setzt zudem die Oberfläche unter Kompression, was zu einer Art Vergütung führt und der Rissentstehung bzw. – Ausbreitung schon von vornherein entgegen wirkt. Mit Y-TZP können Biegefestigkeiten von bis zu 1200 MPa erreicht werden (Klink, Groten, 2006; Pospiech et al., 2004; Schweiger, 2004; Suttor, 2002).

Bei der Y-TZP-A (Yttria Oxide Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals doped with Alumina) wird der Y-TZP in geringen Mengen (<1 Gew.-%) Aluminiumoxid zugegeben, dass die Korrosionsbeständigkeit des Werkstoffs in feuchter Umgebung erhöht.

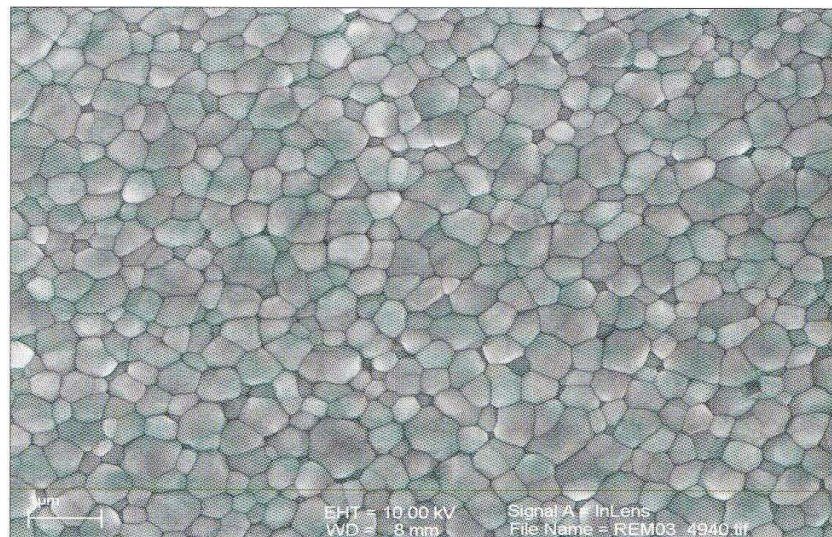


Abb. 13: Dicht gesintertes und gehiptes Zirkonoxid
(ZrO_2 -TZP-A) (Tinschert, Natt, 2007).

Durch die Zugabe von 20 bis 25 Gewichtsprozent Al_2O_3 kann Y-TZP-Keramik

2. Literaturübersicht

zusätzlich verstärkt werden. Der Werkstoff wird als ATZ (alumina toughened zirconia) bezeichnet. Die Al_2O_3 -Körner haben eine Größe von $0,5\ \mu\text{m}$ und sind homogen im Gefüge verteilt. ATZ hat zwar eine noch höhere Festigkeit als TZP, weist jedoch eine hohe Opazität und einen hohen Weißheitsgrad auf und wird derzeit vornehmlich zur Herstellung von konfektionierten Wurzelstiften und als Instrumentenmaterial für chirurgische Bohrer eingesetzt.

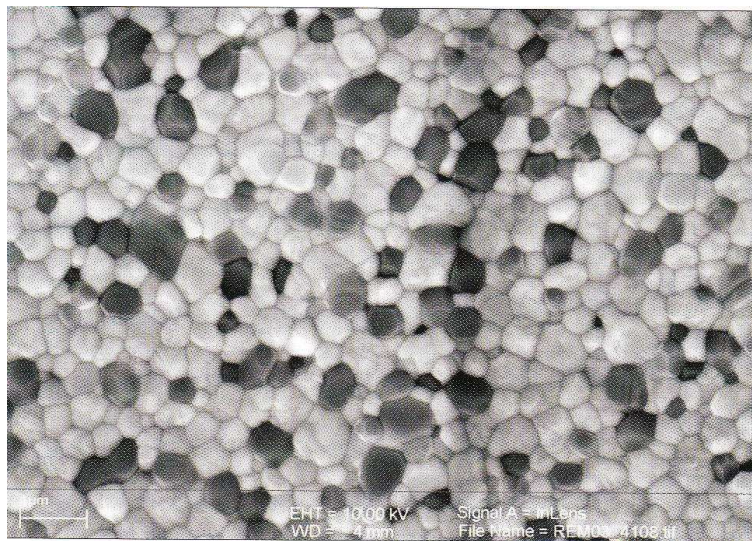


Abb. 14: Aluminiumoxidverstärkte Zirkonoxidkeramik (ATZ), dunkelfarbene Kristallanteile stellen den Aluminiumoxidanteil dar (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

Keramik	Biegefestigkeit σ [MPa]	Bruchzähigkeit K_{Ic} [MPa \sqrt{m}]	Härte [HV]	E-Modul [GPa]
Mg-PSZ	600	9	1200	210
Ca-PSZ	650	6,6	-	-
Y-PSZ	650	6,4	-	-
Ce-PSZ	500	10	850	210
Y-TZP	900	06.10.11	1200	210
Y-TZP-A	1200	10	1200	210
ATZ	2000	10	1400	220

Tab. 2: Mechanische Kennwerte verschiedener Keramiken auf Zirkonoxidbasis (Maier, 1991; Tietz, 1994; Tosoh Zirconia Ceramics 2000).

2.2.3.3 Konzept der Phasentransformationsfestigung

Überkritische Belastungen an Keramiken, also Belastungen die den sofortigen Sprödbruch einer keramischen Restauration zur Folge haben, werden nur sehr selten beobachtet. Von größerer klinischer Bedeutung sind für Keramikversorgungen unterkritische Belastungen, die in Verbindung mit dem korrosiven Mundmilieu an kleinsten, herstellungsbedingten Gefügefehlern zur Entstehung von Rissen und weiterem Risswachstum führen können, dass schließlich das Versagen der Restauration verursachen kann.

Das Konzept der Phasentransformationsfestigung beruht auf der Verstärkung keramischer Gefüge durch die Einlagerung von metastabilen tetragonalen Zirkonoxidteilchen, das neben einer erhöhten Eigenfestigkeit des Werkstoffs eine Art Selbstheilungsmechanismus beinhaltet. Die t/m Umwandlung kann Risswachstum durch das größere Volumen der monoklinen Kristallform in zwei Weisen stoppen. Einerseits kann es zur Bildung von Mikrorissen in der Umgebung kommen, wodurch sich der ausbreitende Riss totläuft, andererseits kann es durch lokale Druckspannungen zu einem Zusammendrücken der Rissflanken kommen. Kommt es zu einem Mikroriss, wandeln sich die

2. Literaturübersicht

tetragonalen Körner an der Rissspitze in monokline Körner um, was eine Volumenausdehnung von 3 - 4 % mit sich bringt (Luthardt et al., 1998). Somit entsteht an der Rissspitze, wegen dem erhöhten Raumbedarf der neuen Molekularstruktur, eine Druckspannung, die die Ausbreitung des Defekts verhindert (Marx, 1993).

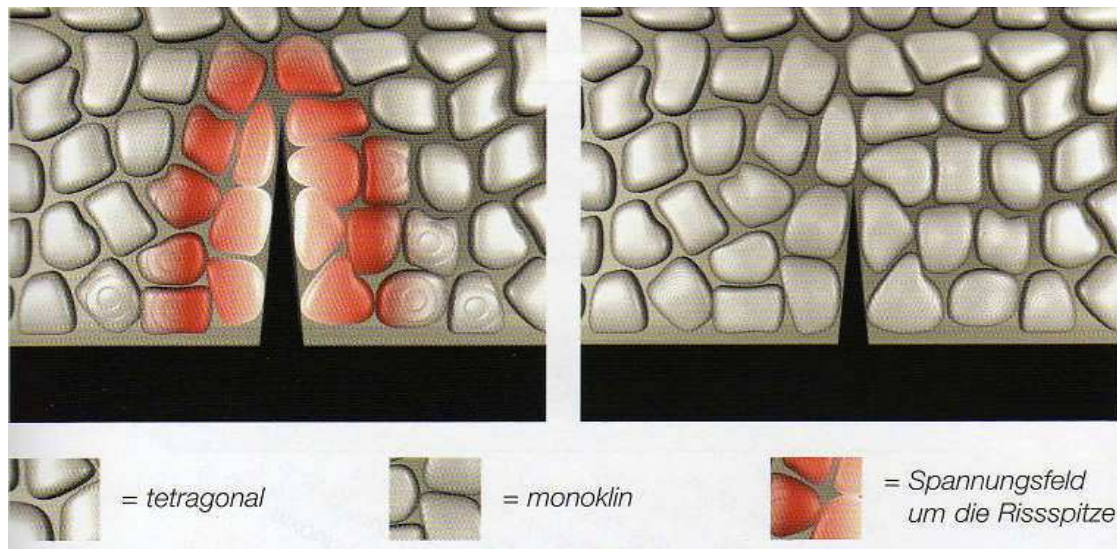


Abb. 15: Spannungsinduzierte Umwandlung metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen (Pospiech et al., 2004; Tietz, 1994).

Desweiteren können spontane Umwandlungen von Zirkonoxidteilchen an oder nahe der freien Oberfläche durch die Abwesenheit des hydrostatischen Drucks auftreten. Hierdurch können sich komprimierte Oberflächenschichten, d.h. unter Druckspannung stehende Oberflächen ausbilden, die die Festigkeit der oberflächlichen Schichten erheblich erhöht. Dadurch besitzen diese Keramiken eine Art Schadenstoleranz, die jedoch nur zum Tragen kommt, solange die kritische Rissgröße nicht überschritten wird.

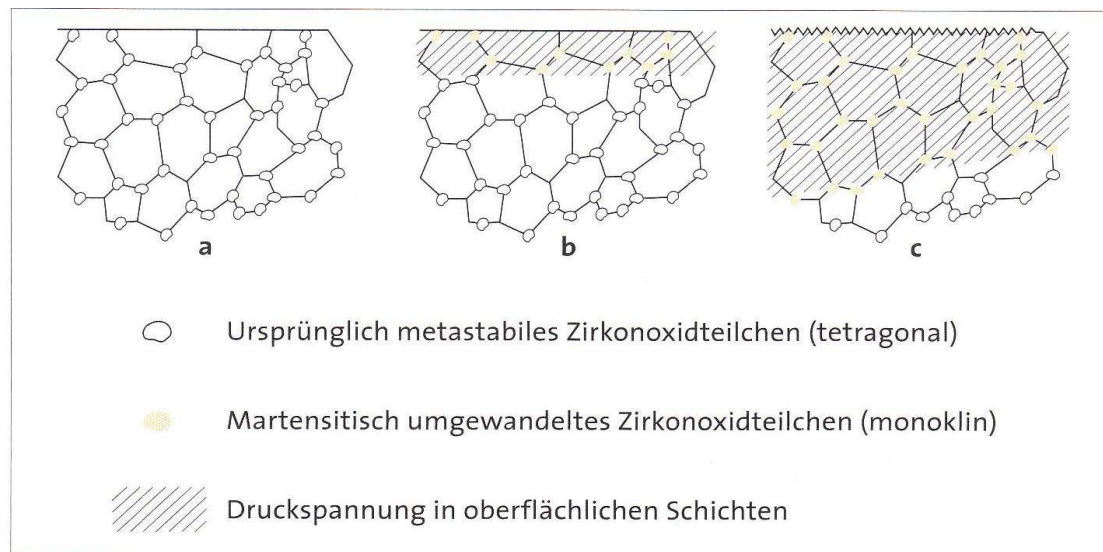


Abb.16: Umwandlungen von Zirkonoxidteilchen an der freien Oberfläche (Tinschert, Natt, 2007).

2.2.3.4 Mechanische Eigenschaften

Keramiken sind auf Druckspannungen gut belastbar, währenddessen sie aufgrund ihrer spröden Materialeigenschaften sehr anfällig gegen Zug- und Scherspannungen sind. Diese Spannungen öffnen bei beginnenden Rissen die Rissflanken und leisten dem weiteren Risswachstum Vorschub. Die Biegefestigkeit δ ($\text{Mpa} = \text{N/mm}^2$), der Wert für eine Biegespannung bei dessen Überschreiten das Versagen durch Bruch eintritt, wird bei Zugbelastung ermittelt (Munz, Fett, 1989) und liegt für Gerüstkeramiken mit Werten bis zu 1300 Mpa um das 5-10 fache höher als für Verblendkeramiken (Tinschert, 2002).

2. Literaturübersicht

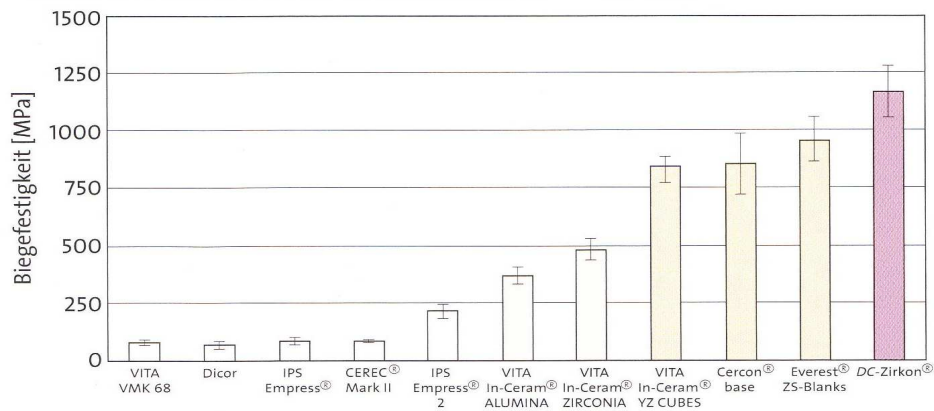


Abb. 17: Mittlere Biegefestigkeit verschiedener Dentalkeramiken auf silikat- und oxidkeramischer Basis (Tinschert, Natt, 2007).

Weiterhin sollte die Risszähigkeit keramischer Werkstoffe erfasst werden, also der Widerstand eines Werkstoffs gegenüber dem Fortschreiten von inneren Rissen. Die kritische Risszähigkeit K_{Ic} (Einheit $\text{MPa}\sqrt{\text{m}} = \text{Nmm}^{-3/2}$) beschreibt den kritischen Belastungszustand bei dem ein instabiles Risswachstum einsetzt (Munz, Fett, 1989). Die mittlere Risszähigkeit der Silikatkeramiken liegt auch hier mit $2 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ deutlich unter den Werten für polykristalline Oxidkeramiken auf der Basis von Zirkonoxidkeramik, bei denen Werte bis $12 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ gemessen werden.

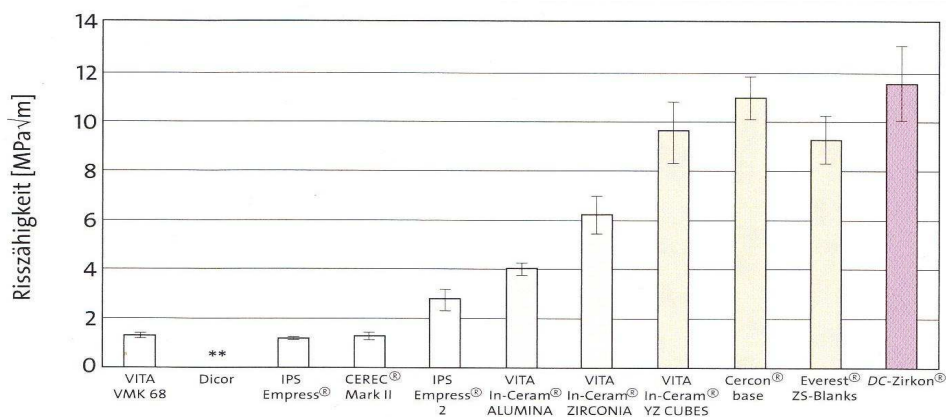


Abb. 18: Mittlere Risszähigkeit verschiedener Dentalkeramiken auf silikat- und oxidkeramischer Basis (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

Hohe Biegefestigkeiten und Risszähigkeiten von Keramiken bedeuten, dass die Gefahr von oberflächlichen Initialrissbildungen durch die Biegefestigkeit und die nachfolgende Ausbreitung und Verlängerung der Initialrisse durch die Risszähigkeit kleiner wird (Kelly et al., 1989; Seghi, Sorensen, 1995; Thompson, 1994).

Neben einem homogenem Gefüge sollte daher bei keramischen Werkstoffen auch immer eine möglichst perfekte Oberflächenqualität durch Glanzbrand oder Polieren angestrebt werden, damit festigkeitsmindernde Defekte oder Poren erst gar nicht entstehen können. Im Gegensatz zu metallischen Werkstoffen weisen keramische Werkstoffe eine asymmetrische Verteilung der Festigkeitswerte auf die durch eine Gaußfunktion nur unzureichend beschrieben werden kann. Die Werte für keramische Werkstoffe beginnen bereits nahe Null, steigen dann langsam an, um dann in einem steilen Abfall zu enden (s. Abb. 19).

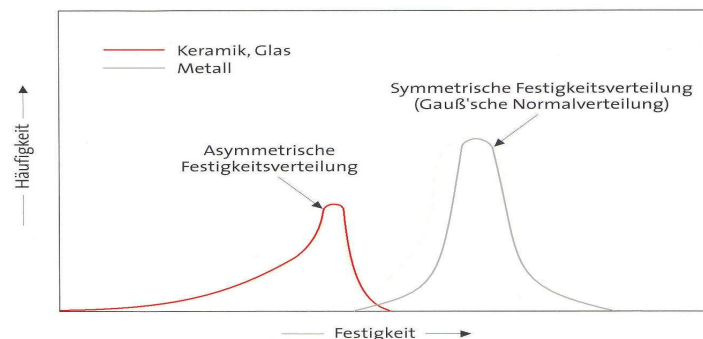


Abb. 19: Festigkeitsverteilung von keramischen und metallischen Werkstoffen (Tinschert, Natt, 2007).

So kann es vorkommen, dass es bei Keramiken schon beim Einsetzen zum Bruch kommt. Da die Bruchursache immer von einer kritisch beanspruchten Fehlstelle ausgeht und die Fehler im Werkstoff statistisch verteilt sind, führt nur eine Kombination aus herkömmlicher Festigkeitsprüfung und statistischer Betrachtung zu einer sinnvollen Beschreibung des mechanischen

2. Literaturübersicht

Festigkeitsverhaltens keramischer Werkstoffe.

Mit der von Weibull entwickelten Theorie, die auf dem Konzept des Versagens aufgrund des schwächsten Gliedes beruht, lässt sich das Streuverhalten der Festigkeit keramischer Materialien mathematisch gut beschreiben. Eine wichtige Voraussetzung dabei ist, dass das Versagensverhalten durch einen einzigen „Fehlertyp“ (Gefügeinhomogenität) bestimmt wird. Mit der Weibull-Analyse lassen sich diese asymmetrische Werteverteilungen gut beschreiben (Weibull, 1951), hierbei werden neben der Weibull-Festigkeit σ_0 , die die asymmetrische Verteilung berücksichtigt, auch ein Weibull-Modul m ermittelt, das ein Maß für die Streuung der Werte ist (Munz, Fett, 1989) und damit eine Aussage zur Gefügequalität zulässt. Eine Keramik verhält sich umso besser je höher die Werte für die Weibull-Festigkeit und das Weibull-Modul sind.

Keramiktyp	Produktname	Hersteller	Biegefestigkeit σ [MPa]	Weibull-Festigkeit σ_0 [MPa]	Weibull-Modul m	Risszähigkeit K_{Ic} [MPa \sqrt{m}]
Silikatkeramik	VITA VMK 68	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen	83 (± 10)	87	8,9	1,31 ($\pm 0,09$)
	Dicor	Dentsply DeTrey, Konstanz	70 (± 12)	76	5,5	**
	IPS Empress®	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	84 (± 11)	89	8,6	1,20 ($\pm 0,04$)
	CEREC® Mark II	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen	86 (± 4)	88	23,6	1,29 ($\pm 0,15$)
	IPS Empress® 2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	218 (± 30)	230	7,7	2,78 ($\pm 0,39$)
Aluminiumoxid glasinfiltriert	VITA In-Ceram® ALUMINA	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen	369 (± 34)	385	11,9	4,01 ($\pm 0,23$)
	VITA In-Ceram® ZIRCONIA	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen	485 (± 41)	502	13,9	6,21 ($\pm 0,76$)
Zirkonoxid-TZP polykristallin, vorgesintert	Cercon® base	Degudent, Hanau	857 (± 133)	914	6,4	10,97 ($\pm 0,87$)
	Everest® ZS-Blanks	KaVo, Biberach	959 (± 95)	1003	9,9	9,25 ($\pm 0,95$)
	VITA In-Ceram® YZ CUBES	VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen	834 (± 54)	857	18,8	9,57 ($\pm 1,23$)
	DC-Zirkon®	DCS Dental AG, Allschwil, Schweiz	1171 (± 107)	1218	13,3	11,54 ($\pm 1,46$)

Tab. 3: Kennwerte verschiedener Dentalkeramiken auf silikat- und oxid-keramischer Basis (Weibull-Festigkeit, Weibull-Modul) (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

In Tabelle 3 fallen besonders die herausragenden Werte für die polykristallinen Zirkonoxidkeramiken auf. Desweiteren wird der Vorteil der industriellen Sinterung bezüglich der Gefügequalität gegenüber den Werten der unter Laborbedingungen gesinterten Zirkonoxidkeramiken deutlich.

Diese Eigenschaften beschreiben jedoch im Wesentlichen nur die Kurzzeitbelastung eines Werkstoffs. Besonders wichtig für den klinischen Erfolg ist jedoch der Ermüdungsprozess der Keramiken aufgrund des unterkritischen Risswachstums im korrosiven Mundmilieu. Deswegen ist es sinnvoll die Langzeit- oder Dauerfestigkeit der Keramiken zu untersuchen, also die maximale Belastung die ein Werkstoff in einem gegebenem Umfeld auf Dauer toleriert. Hierzu wurden bisher vorwiegend Dauerschwingversuche durchgeführt und sogenannte Wöhler-Kurven erstellt. Dieses traditionelle Verfahren zur Bestimmung der Dauerfestigkeit besteht darin, die gesamte Lebensdauer für Rissbildung und -wachstum zu messen. Hierfür werden die Versuchskörper zyklisch, meist unter einer sinusförmigen Beanspruchungs-Zeit-Funktion, belastet. Die Lastamplituden sowie das Spannungsverhältnis sind konstant.

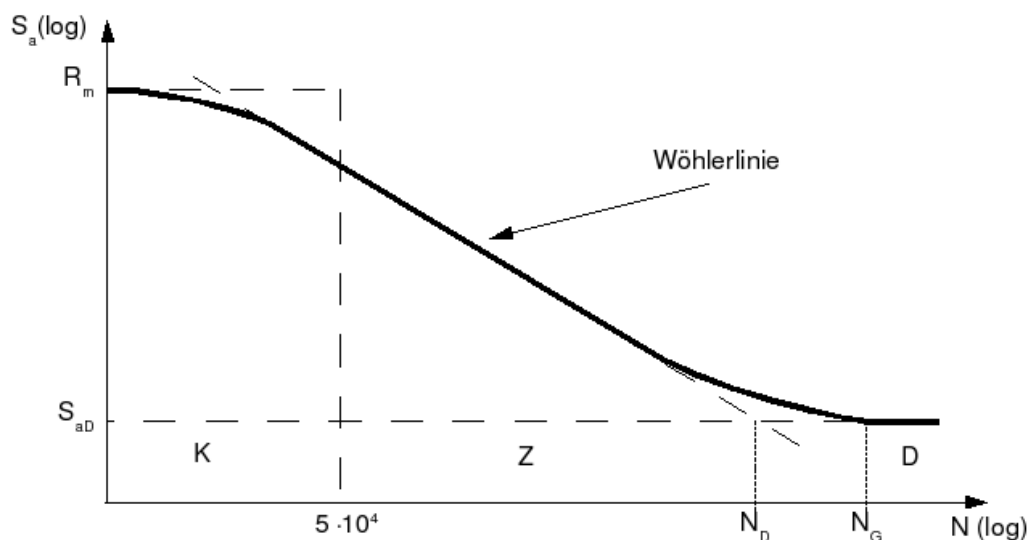


Abb. 20: Beispiel einer Wöhler-Kurve

2. Literaturübersicht

Diese zeigten, dass vor allem Keramiken die eine Glasphase enthalten, einem ausgeprägten unterkritischen Risswachstum unterliegen, dass durch eine feuchte Umgebung zusätzlich verstärkt werden kann (Wiederhorn, 1968) und unter Dauerbelastung zum Teil schnell eine Halbierung der Anfangsfestigkeit zur Folge hat (Schwickerath, 1986; Schwickerath, 1994). Oxidkeramiken zeigen ein entsprechendes, wenn auch unterschiedliches Ermüdungsverhalten (Geis-Gerstorfer, Fäßler, 1999). Ein modernes Verfahren ist das Messen von bruchmechanischen Rissparametern mithilfe von Finite-Element-Methoden. Es bietet die Möglichkeit, Aussagen über das reale Verhalten von im Planungsstadium befindlichen Objekten machen zu können. Hierfür wird die Geometrie eines komplexen Bauteils in kleine Teile (finite Elemente) unterteilt, sodass eine Netzgenerierung entsteht und das Verhalten der finiten Elemente bei bestimmten Zustandsänderungen (Spannungsverteilungen an Restaurationen, linear-elastische Spannungsanalyse) mittels mathematischer Gleichungen gut beschrieben werden kann.

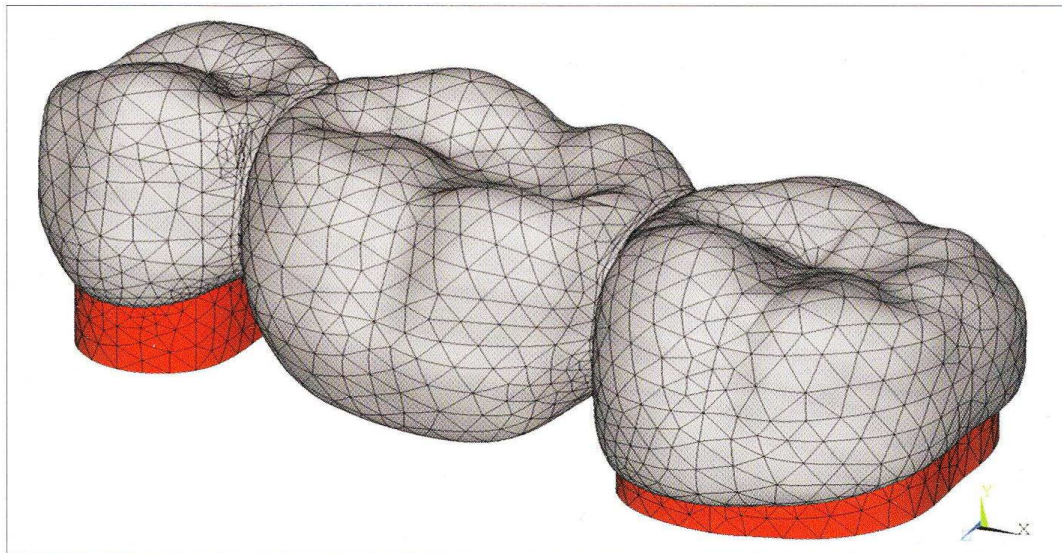


Abb. 21: FE-Modell einer dreigliedrigen Seitenzahnbrücke (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

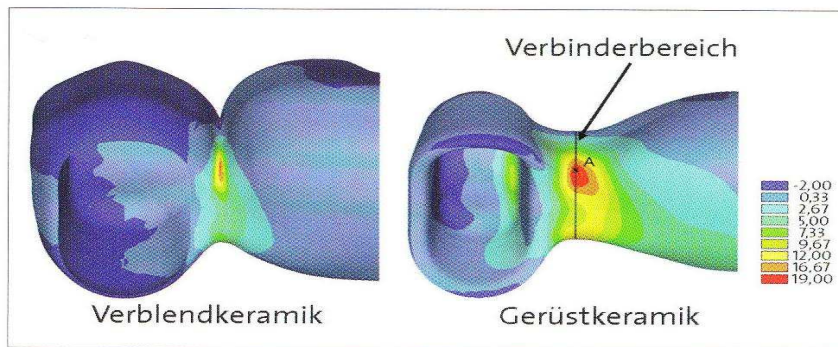


Abb. 22: Spannungsverteilung im Verbinderbereich einer Brücke (Tinschert, Natt, 2007).

Somit können auch die sogenannten Rissausbreitungsparameter n und B bestimmt werden und Aussagen zum Langzeitverhalten gemacht werden sowie Lebensdauerdiagramme erstellt werden (Marx et al., 2001; Fairhurst et al., 1993; Morena et al., 1986).

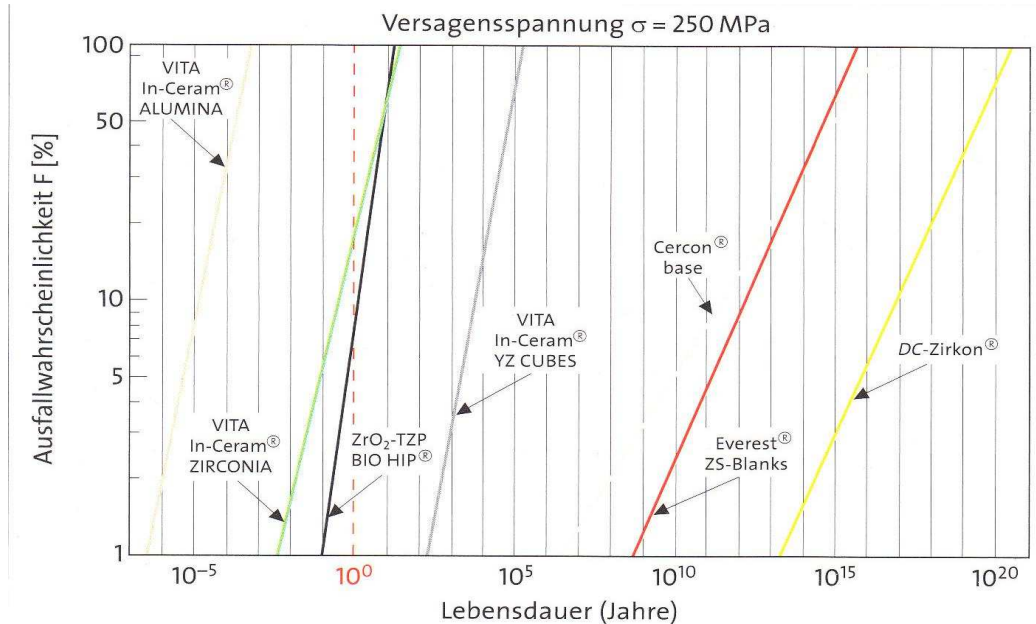


Abb. 23: Lebensdauerdiagramm verschiedener Oxidkeramiken im feuchten Milieu bei 36°C und konstanter Biegebeanspruchung von 250 Mpa (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

Der Koeffizient n hat hierbei den größten Einfluss auf die Veränderungen im Festigkeitsverhalten, da dieser sich exponentiell auf die Rissgeschwindigkeit auswirkt (Munz, Fett, 1989).

Die Ergebnisse von Untersuchungen zeigten, dass Oxidkeramiken, die unter industriellen Bedingungen gesintert wurden, eine deutlich höhere angenommene Belastungszeit aushalten. Am Beispiel des „reinen“ Zirkonoxid TZP ohne Aluminiumoxidanteil (ZrO_2 -TZP BIO-HIP der Firma Metoxit), dass ansonsten Materialeigenschaften wie das DC-Zirkon zeigt, wird zudem deutlich, dass der Einfluss des umgebenden Milieus auf das Langzeitverhalten einer Keramik keineswegs unterschätzt werden darf, da hier trotz hoher Anfangsfestigkeiten ein dramatischer Festigkeitsverlust im feuchten Milieu auftrat. Es wird angenommen, dass eine Hydrolysereaktion des Wassers mit Yttriumoxid dazu führt, dass wenn die Yttriumoxidkonzentration unter einen bestimmten Wert fällt, das metastabile Zirkonoxid sich spontan in die monokline Phase umwandelt. Der Zusatz kleiner Mengen an Aluminiumoxid kann offensichtlich diese Hydrolysereaktion unterdrücken und die Umwandlungsreaktion unterbinden, indem sich das Aluminiumoxid an den Korngrenzen der Zirkonoxidkristalle abscheidet und somit einerseits den Matrixdruck auf die metastabile Kristallphase des Zirkonoxids erhöht und andererseits den Zutritt von Wasser durch die Bildung von Aluminiumhydroxid verhindert (Li, Watanabe, 1997). Dies zeigt, dass hohe Anfangsfestigkeiten nicht direkt auf ein gutes Langzeitverhalten schließen lassen.

Jedoch ist es schwierig, diese Erkenntnisse direkt auf die Klinik zu übertragen, da diese Versuche nur an „idealen“ geometrischen Prüfkörpern vorgenommen werden und zyklische Belastungen oder Thermowechselbelastungen nicht komplett berücksichtigt werden sowie die Gerüstkeramiken klinisch immer im Verbundsystem mit einer Verblendkeramik eingesetzt werden. Desweiteren sind noch Ergebnisse von klinischen Studien abzuwarten. Dennoch spielen diese „idealen“ Ergebnisse eine wichtige Rolle zur Weiterentwicklung der

einzelnen Komponenten.








Da aus den gewonnenen Ergebnissen nur schwierig auf die klinische Bewährung und Indikation geschlossen werden kann, ist für die Bewertung von vollkeramischen Restaurationen die Frakturanfälligkeit von herausragender Bedeutung. Eine Fraktur, ob partiell oder total, hat fast immer die Neuanfertigung der Restauration zu Folge. Aber auch bei Belastungstests ist es schwierig alle Kriterien in-vitro zu simulieren. Neben der Kaubelastung zählen individuelle, anatomische, funktionelle Gegebenheiten und unterschiedliche biofunktionelle Beanspruchungen sowie die klinische Behandlung (Präparation, etc.) zu den Kriterien. Desweiteren übt die Art der Befestigung, die labortechnische Verarbeitungsweise, die korrosive Einwirkung des Mundspeichels und der Umfang der klinischen Nachsorge und unvorhergesehenes Patientenverhalten einen Effekt auf den Erfolg der Restauration aus (Gehre, 2005). Besonders hervorzuheben von diesen Parametern ist die Einwirkung von Kaukräften und der Einfluss des feuchten Mundmilieus. Im Seitenzahnbereich wurden Kräfte von 200N-900N gemessen, während im Frontzahnbereich die Werte zwischen 100N und 300N lagen (Helkimo et al., 1977; Howell, Brudevold, 1959). Bei verblockten Quadranten vollbezahnter Kausysteme konnten aber auch höhere Werte bis 4430 N (Gibbs et al., 1986) gemessen werden. Die mittleren Werte liegen im Frontzahnbereich bei 140-200N, im Seitenzahngebiet bei 300N. Um unter klinischen Bedingungen eine ausreichende mechanische Festigkeit von vollkeramischen Zahnersatz zu gewährleisten, wurde das Einhalten eines Sicherheitsabstandes zur mittleren maximalen Kaukraft um das 2-2,5 fache gefordert (Schwickerath, 1986). Demnach sollen vollkeramische Restaurationen Belastungen von 600N bzw. 400N standhalten. Andere Studien verlangen einen weiteren Aufschlag um 300N bzw. 200N. Für Brücken im Seitenzahnbereich scheint dies jedoch nicht ausreichend zu sein, hier sollte eine Anfangsfestigkeit von 1000N bestehen, um einem unterkritischem Risswachstum vorzubeugen.

2. Literaturübersicht

Die Bruchfestigkeit von keramischen Restaurationen wird an individuellen keramischen Restaurationen vorgenommen, dabei wird die Bruchlast in Newton gemessen. Da dies kein werkstofftypischer Wert ist besitzt sie nur orientierenden Charakter. Belastungsversuche an zahnärztlichen Restaurationen wurden bislang überwiegend an starren Stumpfmodellen mit einem statischen Belastungsmodus bei einer Lasteinleitung im Winkel von 30 oder 45 Grad gewählt. Dynamische Belastungsmodi mit zyklischen Lastwechseln unterhalb der Belastungsgrenze im feuchten Milieu berücksichtigen zunehmend das Ermüdungsverhalten keramischer Werkstoffe. Dabei liegen die Bruchlasten von glas- und feldspatkermischen Kronen erwartungsgemäß niedriger als bei aluminiumoxidverstärkten Kronen oder Kronen mit einem Zirkonoxidgerüst. Deswegen wurde aufgrund der begrenzten Festigkeitseigenschaften silikatkeramischer Kronen anfänglich eine ausgedehnte Präparationsform mit einer rechtwinkligen Stufe vorgeschlagen. Neuere Untersuchungen konnten jedoch keinen eindeutigen Einfluss der marginalen Präparationsform beschreiben, vielmehr konnte gezeigt werden, dass die höchsten Spannungen im Bereich der Okklusalfäche auftreten und sich nicht bis zum marginalen Rand auswirken. Neben diesem Aspekt wird weiterhin die Verwendung einer adhäsiven Befestigungstechnik empfohlen. Die zu beobachtende Festigkeitssteigerung beruht auf dem Versiegelungseffekt der Befestigungskomposite an der Kroneninnenfläche und auf den viskoelastischen Eigenschaften des Kompositmaterials, währenddessen bei einer normalen Zementierung mit Zinkoxid-Phosphatzement nur eine Verkeilung der Krone auf dem Stumpf stattfindet. Bei der Verwendung von Oxidkeramiken für Kronen konnten deutlich höhere Belastungsgrenzen nachgewiesen werden (700-1200 N) und somit hat sich hier auch das konventionelle Zementieren bewährt. In verschiedenen Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Brücken konnte gezeigt werden, dass die Verwendung zirkonoxidbasierter Materialien besonders geeignet ist und damit eine Indikation auch für

2. Literaturübersicht

mehrgliedrige Brücken darstellt.

Brückenglieder	Beispiel/ Produktname	1 x Prämolar	1 x Molar	2 x Prä- molaren	1 x Prämolar und 1 x Molar	2 x Molaren	3 Brücken- glieder	> 3 Brücken- glieder oder reduziertes Brückendesign
Gruppe/Keramiktyp								
I. Lithiumdisilikat gepresst	IPS Empress® 2	x						
II. Aluminiumoxid glasinfiltiert oder dicht gesintert	VITA In-Ceram®, ZIRCONIA, Procera® AllCeram	x o	x o					
III. Zirkonoxid-TZP vorgesintert	Cercon® base, Lava™ Frame, VITA In-Ceram®	x x	x x	x x	x x	x x	o o	
oder	YZ-CUBES	x	x	x	x	x	o	
dicht gesintert + gehipt	DC-Zirkon®	x	x	x	x	x	o	
IV. Zirkonoxid-ATZ dicht gesintert + gehipt	ZrO ₂ -TZP- ATZ BIO-HIP®	–	–	–	–	–	–	–

x: empfohlene bzw. gesicherte Indikation, noch experimentelle Indikation
o: mögliche, aber klinisch nicht gesicherte Indikation, zum Teil auch durch Rohlingsgröße eingeschränkt
–: noch experimentelle Indikation

Tab. 4: Übersicht über den Einsatzbereich der verschiedenen Oxidkeramiken als Brückengerüstwerkstoff (Tinschert, Natt, 2007).

Die klinische Erfahrung, dass vollkeramische Brücken vornehmlich in den Verbinderbereichen aufgrund von Spannungsspitzen frakturieren (Sorensen et al., 1998) zeigt, dass die Dimensionierung der Verbinderquerschnitte einen großen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit von Brückenrestorationen ausübt (Augereau et al., 1998). Dabei steht nach allgemeinen mechanischen Grundsätzen die bei Belastung auftretende Biegung eines Brückengliedes jeweils mit der dreifachen Potenz im umgekehrten Verhältnis zur Brückengliedhöhe und im direkten Verhältnis zur Brückengliedlänge. Somit kommt neben der Auswahl des geeigneten Werkstoffs und der richtigen Abstimmung zwischen der Gerüst- und Verblendkeramik, die Beachtung gewisser Verbinderhöhen und

deren Gestaltung eine wichtige Rolle bei der Herstellung vollkeramischer Brückenrestorationen zu.

2.2.3.5 Verarbeitung und Formgebung

Die Verarbeitung von Zirkonoxid scheint in absehbarer Zeit nicht ohne den Einsatz von CAD/CAM Verfahren auszukommen. Dabei wird aus industriell vorgefertigten Rohlingen durch Fräsen und Schleifen subtraktiv die Restauration hergestellt. Unterschiede zwischen einzelnen Zirkonoxidrohlingen bestehen hauptsächlich bezüglich des Sinterungsgrades und dem Zusatz weiterer Metalloxide.

Die industrielle Herstellung der Y-TZP-Keramik lässt sich in die drei Prozesse Pulverherstellung, Pressformgebung und Sinterprozess unterteilen. Bei der Pulverherstellung ist eine homogene Einarbeitung der Stabilisierungskomponente Y_2O_3 entscheidend für die Qualität im späteren Endprodukt. Der sogenannte „Sol-Gel-Prozess“ beschreibt eine Möglichkeit dieser homogenen Einarbeitung. Die Mischung wird über einen mehrstufigen Prozess auf atomarer Ebene eingestellt, so dass keine Konzentrationsgradienten im fertigen Keramikpulver zu finden sind. Aus Zirkonsilikat wird $ZrOCl_2$ gewonnen, welches zusammen mit YCl_3 im Sol-Gel-Prozess weiter verarbeitet wird. Hier entsteht durch mehrstufige Wasch-, Trocknungs- und Kalzinierungsprozesse (thermische Behandlung eines Pulvers und damit verbundene Reaktion) ein keramisches Nanopulver, das nach einem letzten Mahlschritt eine mittlere Primärkorngroße von weniger als 100 Nanometern hat (Schweiger, 2004).

Bei der Pressformgebung wird das Pulver über einen Verdichtungsprozess in Form gebracht. Hierzu wird dem keramischen Nanopulver ein organischer Binder (je nach Hersteller Polyvinylalkohol, Polyethylenglykol oder Polyacrylsäure) beigemischt und das Ganze wird in einem Sprühtrocknungsverfahren zu 100 bis 200 μm großen Agglomeraten aufgebaut.

2. Literaturübersicht

Eine homogene Verdichtung wird durch das anschließende kaltisotonische Pressen (CIP) erreicht. Hierbei wird aus allen Richtungen ein konstanter Druck von mehr als 1000 bar aufgebaut. Der so entstandene Grünling hat eine Porosität von 50 bis 60 Volumenprozent, welche beim anschließenden Sinterungsvorgang vollständig geschlossen wird (Schweiger, 2004).

Beim Sinterprozess wird der entstandene Grünling in einem exakt kontrollierten Temperatur-Zeit-Zyklus dicht gesintert. Der organische Binder wird in der ersten Phase dieses Prozesses zwischen Raumtemperatur und 700 Grad Celsius thermisch zersetzt. Die für den dentalen Bereich verwendeten offenporigen TZP- Blocks sind in der Regel vorgebrannt und weisen keine organischen Bestandteile mehr auf. Sie werden als „Schrühkörper“ oder „Weißlinge“ bezeichnet (Schweiger, 2004). Durch den HIP Prozess (hot isostatic pressing) kann das Sintergefüge nachvergütet werden. Bei einem hohen Druck von 500 bis 2000 bar und Temperaturen bis 1500 Grad Celsius werden die Objekte nachverdichtet. Die mittlere Korngröße nimmt bei diesem Prozess ab und im Gefüge eingeschlossene Poren werden zusammengedrückt. Ihre hohe Biegefestigkeit und die Größe der Rohlinge erlauben es, auch Brückengerüste mit bis zu 14 Gliedern herauszuschleifen (Kern, Schubinski, 2004). Da sich das Herausschleifen von Konstruktionen aus dieser Hartkernkeramik als sehr kosten- und zeitintensiv (enormer Verschleiß der Diamantinstrumente) erwies und die durch die Bearbeitung entstehende Randzonenschädigung nie ganz vermeidbar ist, wurde nach Methoden gesucht, die den Herstellungsvorgang schonender machen (Luthard, 2002). Es stellte sich heraus, dass das Material besser bearbeitbar ist, wenn Weißlinge verwendet werden, also Grünlinge, die eine thermische Vorbehandlung erfahren haben. Diese vorgesinterten Rohlinge weisen eine Materialdichte von 55-70% auf und können noch leicht und schonend bearbeitet werden. Anschließend müssen diese aber noch einem weiteren Sinterungsprozess unterzogen werden um eine ausreichende Gefügequalität zu gewährleisten. Bei der Planung muss die 25%lin

2. Literaturübersicht

Schrumpfung mit einkalkuliert werden. Den Vorteilen der Weißbearbeitung, kurze Fräszeiten und geringer Werkzeugverschleiß, stehen aber auch gewisse Risiken gegenüber. So kann es aufgrund der Schrumpfung zu Problemen bei der Passgenauigkeit kommen und das Gerüst kann sich während des Sintervorgangs verziehen. Desweiteren kann kein HIP-Prozess durchgeführt werden. Dies hat zur Folge, dass für die Endfestigkeit unter Laborbedingung nachgesinterter Zirkonoxidrohlinge nicht die gleichen Festigkeiten erreicht werden können, wie sie bei industriell dicht gesinterten und gehipten Rohlingen erreicht werden können (Beuer et al., 2006).

2.3 Verblendung von Oxidkeramiken

Vollkeramische Verbundsysteme mit Gerüsten aus oxidischen Hochleistungskeramiken werden aufgrund der opak-weißen Farbe aus ästhetischen Gründen verblendet. Die Verblendkeramik, es kommen Feldspatkeramiken gerade bei der Verblendung von Kronen- und Brückengerüsten zur Anwendung, muss eine kompatible thermische Schwindung und einen guten Verbund mit der Gerüstkeramik nach dem Aufbrennprozess aufweisen, sodass diese die Gesamtkonstruktion in ihren Eigenschaften nicht schwächt.

2.3.1 Mechanische Eigenschaften

Der für den klinischen Einsatz nutzbare Festigkeitsbereich von Dentalwerkstoffen wird durch die Grenze der elastischen Verformbarkeit bestimmt. Wenn die Kräfte die elastische Grenze übersteigen, kann es zu Abplatzungen der Verblendkeramik oder zur totalen Fraktur kommen. Dieser Wert wird bei Keramiken wie bereits zuvor erwähnt durch die Biegefestigkeit

2. Literaturübersicht

gegeben, der für Oxidkeramiken vergleichbar mit Dentallegierungen ist und für Gerüstkeramiken mit Werten bis zu 1300 Mpa um das 5-10 fache höher als für Verblendkeramiken ist (Tinschert, 2002) (Tab. 5). Unterschiedlich zu Dentallegierungen ist jedoch, dass die Keramiken ein elastisch-sprödes Verhalten zeigen, also bei Belastungen, bei denen sich Metalle verbiegen, kommt es bei Keramiken zum Bruch. Das Rissausbreitungsverhalten liegt bei Keramiken im Vergleich zu Metallen deutlich niedriger, desweiteren sind Verblendkeramiken deutlich anfälliger als Gerüstkeramiken. Die mittlere Risszähigkeit der Silikatkeramiken liegt auch hier mit $2 \text{ Mpa}\sqrt{\text{m}}$ deutlich unter den Werten für polykristalline Oxidkeramiken auf der Basis von Zirkonoxidkeramik, wo Werte bis $12 \text{ Mpa}\sqrt{\text{m}}$ gemessen werden.

Eigenschaften	Cercon® ceram S	Lava™ Ceram	IPS e.max® Ceram	VITAVM® 9
WAK ₁₀₀₋₄₀₀ 10 ⁻⁶ /K	9,6	9,6	9,5 ± 0,25	9,1
Glaspunkt in °C	488	549	480–500	>590
Biegefestigkeit in MPa	63 ± 8	81 ± 12	90 ± 10	96 ± 8
Brenntemperatur in °C	830	810	750–760	910

Tab. 5: Typische Eigenschaften von Verblendkeramiken (Tinschert, Natt, 2007).

2.3.2 Thermische Dehnung bzw. Schwindung

Verblendmaterialien die für Keramikgerüste geeignet sind, müssen zwei wichtige Eigenschaften erfüllen: Beim Aufbrennen muss ein guter Verbund zwischen den Verblendpartnern entstehen und in der Abkühlphase sowie bei thermischen Wechselbelastungen in der Mundhöhle müssen die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beider Materialien aufeinander abgestimmt sein (Kappert, Krah, 2001). Ist das nicht der Fall, kann es zu übermäßigen Spannungen im Gerüstverbund kommen mit der Folge von

2. Literaturübersicht

Rissen und Abplatzen der Verblendkeramik.

In der Abkühlphase nach dem Brand müssen die thermischen Kontraktionen des Gerüstwerkstoffes und der Verblendkeramik bei Temperaturen unterhalb der Glastemperatur so aufeinander abgestimmt sein, dass die Verblendkeramik nach Fertigstellung des vollkeramischen Verbundsystems möglichst überall unter einer Druckspannung steht, wobei das Gerüstmaterial dementsprechend unter Zugspannung gerät.

Ist der WAK des Gerüstwerkstoffes sehr viel niedriger als der WAK der Verblendkeramik, so erhöhen sich die tangentialen Zugspannungen und erzeugen radial nach außen verlaufende Risse. Dies kann zu Spätsprüngen führen (Abb. 24).

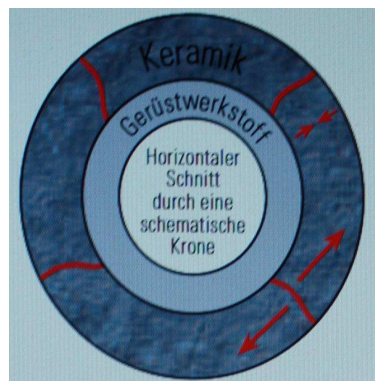


Abb. 24: WAK der Gerüstkeramik deutlich niedriger als der WAK der Verblendkeramik.

Ist der WAK des Gerüstwerkstoffes sehr viel höher als der WAK der Verblendkeramik, so erhöhen sich die tangentialen Druckspannungen und erzeugen nahezu parallel zum Gerüst verlaufende Sprünge. Dies kann zu Abplatzungen führen (Abb. 25).

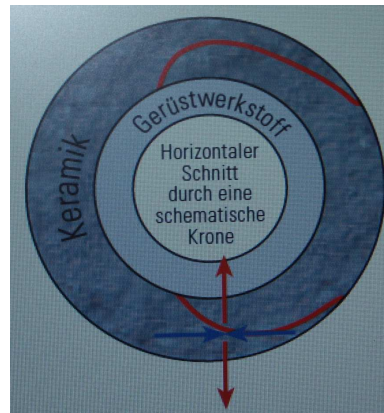


Abb. 25: WAK der Gerüstkeramik deutlich höher als der WAK der Verblendkeramik

Optimal ist es, wenn die Verblendkeramik einen etwas kleineren WAK-Wert als der Gerüstwerkstoff aufweist. Aufgrund des Haftverbundes muss die Keramik dem thermischen Verhalten des Gerüstwerkstoffes folgen. Bei Abkühlung wird die Keramik somit unter leichte tangentielle Druckspannung gesetzt (Abb. 26).

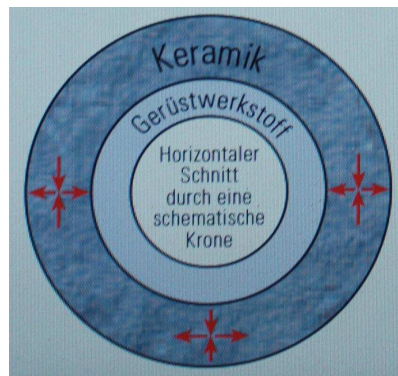


Abb. 26: WAK der Verblendkeramik optimal auf den WAK der Gerüstkeramik abgestimmt

Für Vollkeramik-Verbundsysteme wird wie bei metallkeramischen Verbundsystemen eine WAK-Differenz von 5-10% als günstig angesehen. Wie

2. Literaturübersicht

bereits oben erwähnt wird für Zirkonoxid ein WAK von $10,0 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ angegeben, dementsprechend sollten Verblendkeramiken einen WAK im Bereich von $9,4 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$ besitzen (Tab. 5). Bei Verblendung eines Gerüstwerkstoffes mit Keramik ist neben dem WAK-Wert auch die Schichtstärke der Verblendung ausschlaggebend. So bilden sich innerhalb der Verblendung Spannungsdifferenzen (radiale Zugspannung), die mit steigender Schichtstärke zunehmen.

2.3.3 Verbund

Voraussetzung für einen dauerhaften Erfolg einer Versorgung mit einem vollkeramischem Verbundsystem ist ein ausgezeichneter Verbund zwischen Gerüst- und Verblendkeramik. Es kann von einem ausgezeichnetem Verbund in vollkeramischen Verbundsystemen ausgegangen werden, da Querschnitte im Elektronenmikroskop eine dichte, poren- und spaltfreie Verbundzone zeigen (Abb. 27).

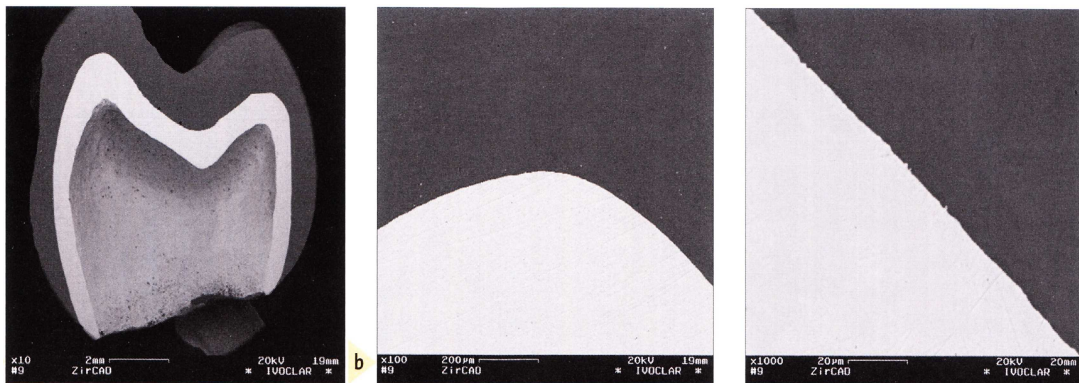


Abb. 27: Verbundzone zwischen Gerüst- und Verblendkeramik
(REM-Aufnahme) (Tinschert, Natt, 2007).

Außerdem verbleibt bei Abplatzungen von Verblendkeramiken meistens eine

2. Literaturübersicht

hauchdünne Schicht Verblendkeramik auf der Gerüstkeramik, sodass eine höhere Verbundfestigkeit zwischen den beiden Werkstoffen als in der Verblendkeramik besteht.

Da es sich bei Zirkonoxid und Aluminiumoxid bereits um Metalloxide handelt, muss bei der Herstellung kein weiterer Oxidbrand oder auch kein Haftoxidbildner verwendet werden. Die Scherverbundfestigkeit der Verblendkeramik erhöht sich jedoch wenn zunächst ein Bonder oder Liner zur besseren Benetzung aufgebracht wird und anschließend ein Washbrand durchgeführt wird (Giordane et al., 2005).

Das Strahlen mit Korund hat sich bei der Vorbereitung von Metallen vielseitig bewährt, so wurde dies zunächst sinnvollerweise auch auf Zirkonoxid übertragen. Untersuchungen zeigten zunächst, dass die Biegefestigkeit dadurch gesteigert werden könnte (Kosmac et al., 1999; Guazzato et al., 2005). Andere Studien berichten jedoch, dass dadurch die Langzeitfestigkeit reduziert wird (Zhang et al., 2004). Eine Begründung hierfür ist, dass es durch das Korundstrahlen zu einer Impaktierung von Aluminiumoxidpartikeln in die Oberfläche kommt und eine Rissbildung auftritt. Da gleichzeitig die oberflächliche tetragonale Form teilweise in die monokline Form umgewandelt wird (Deville et al., 2006; Mitra et al., 1993; Rothbrust et al., 2006), ergeben sich zwei negative Effekte, Rissbildung sowie weniger tetragonale Kristallstrukturen. Die Langzeitfestigkeit nimmt also ab und es wird nur anfänglich eine Festigkeitssteigerung vorgetäuscht, die durch eine erhöhte Druckspannung durch den niedrigeren WAK des Aluminiumoxids und der monoklinen Phase bedingt ist. Demnach sollte das Zirkonoxid nach dem Sintern nicht mehr durch Korundstrahlen behandelt werden.

2.3.4 Zahntechnische Verarbeitung

Notwendige Korrekturen nach dem computerunterstützten Schleifen sollten

2. Literaturübersicht

durch zahntechnisches Schleifen durchgeführt werden und auf das Korundstrahlen sollte verzichtet werden. Die Schleifriefen bieten genügend Mikroretentionen, es sollte nur noch ein Bonder oder Liner, anschließend ein dünner Washbrand und dann die übliche Schichtung folgen. Für die oxidkeramischen Gerüste ist eine ausreichende Kronenwandstärke und im Falle von Brücken auch eine ausreichende Dimensionierung der Verbinder eine wichtige Voraussetzung für den klinischen Erfolg. Vorteilhaft ist auch hier eine reduzierte anatomische Form der Kappen aus dem Gerüstwerkstoff anzustreben, um eine gleichmäßige Schichtstärke der Verblendkeramik zu gewährleisten. Insgesamt kann die Wandstärke des Zirkonoxids bei Einzelkronen auf 0,4 mm, bei Pfeilerkronen auf 0,6 mm gesenkt werden (Kappert., Krah, 2001) .

Das Beschichten und Verblenden von Zirkonoxidgerüsten mit Pulverkeramik bietet für hochwertige ästhetische Restaurationen den Vorteil einer individuellen Farbgebung und Charakterisierung. Allerdings verursacht dieses Verfahren Probleme mit der Sinterschrumpfung von bis zu 15%linear beim Sinterbrand, sodass überdimensional und eventuell mehrfach nachgeschichtet sowie zurückgeschliffen werden muss. Desweiteren konnten Untersuchungen zeigen, dass die Festigkeitswerte nach der Schichttechnik geringer ausfallen als bei Auf- oder Überpresstechnik.

Beim Überpressen wird nach dem Aufbrennen eines Liners und eines Washbrandes die gewünschte Verblendung mit allen funktionellen und anatomischen Anforderungen in Wachs modelliert, im Artikulator kontrolliert und zusammen mit dem Gerüst eingebettet. Nach dem Wachsausbrennen können mit einem standardisierten Pressverfahren vorgesinterte Rohlinge in die Hohlform gepresst werden. Hierbei entfällt das Problem der Sinterschrumpfung und es können bessere Festigkeitswerte erzielt werden. Durch farbliche Charakterisierung, Glasur und eventuelle Korrekturen kann die ästhetische Restauration fertiggestellt werden.

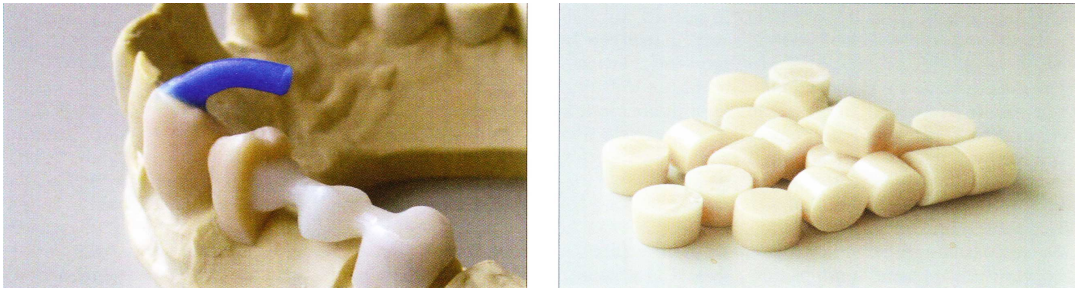


Abb. 28: Wachsmodellation der gewünschten Verblendung auf einem Zirkonoxidgerüst (links) und Pressrohlinge (rechts) (Tinschert, Natt, 2007).

2.3.5 Frakturverhalten

Die Überbelastung vollkeramischer Systeme muss nicht automatisch zu einer Totalfraktur der Restauration führen. Da die Verblendkeramik der schwächere Partner im Verbundsystem ist, werden Risse bei zu großer Belastung zunächst in ihr eingeleitet. Danach hängt es davon ab, ob bei weiterer Rissausdehnung der Riss die Gerüstkeramik tangential oder senkrecht trifft. Im Frontzahnbereich kommt es häufig nur zu einer Abplatzung der Verblendung, da der Riss hier zumeist tangential zur Gerüstoberfläche verläuft.



Abb. 29: Abplatzung der Verblendung bei tangentialem Rissverlauf (Tinschert, Natt, 2007).

2. Literaturübersicht

Bei gutem Verbund zwischen Gerüst und Verblendung besteht bei Seitenzahnkronen aber auch die große Wahrscheinlichkeit, dass wenn der Riss senkrecht auf die Gerüstkeramik trifft es nicht nur zu einer Abplatzung der Verblendkeramik kommt, sondern der Riss sich weiter in der Gerüstkeramik ausbreitet und eine Totalfraktur einleitet. Im Vergleich zu metallkeramischen Restaurationen, wo das Gerüstmetall eine 6-10 fach höhere Risszähigkeit ($60-100 \text{ Mpa}\sqrt{\text{m}}$) aufweist, kommt es bei vollkeramischen Restaurationen nicht zu einer Umlenkung der Rissrichtung an der Gerüstoberfläche wie bei Metallen, dass dann eher ein Abplatzen der Verblendkeramik zur Folge hätte.

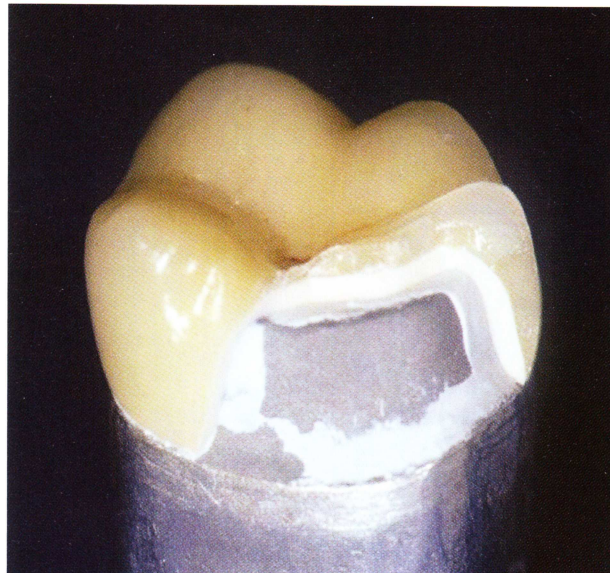


Abb. 30: Totalfraktur durch senkrechte Risseinleitung (Tinschert, Natt, 2007).

Trotz dieses unterschiedlichen Frakturverhaltens sind natürlich beide Fälle als klinisches Versagen der Restauration zu bewerten. Deswegen hängt bei einem vollkeramischem Verbundsystem die Festigkeit einer zirkonoxidgestützten zahnärztlichen Restauration von der Schwäche des Verbundpartners Verblendkeramik ab.

2.4 Lava-System

Das Lava System von der Firma 3M Espe ist seit 2001 auf dem Markt und ist ausgerichtet auf ein Fräszentrumskonzept und wird aus folgenden Hard- und Software-Komponenten aufgebaut:

- Lava Scan ST
- Software Lava CAD
- CAD/CAM Fräsmaschine Lava Form
- Sinterofen Lava Therm

Die dazugehörigen Werkstoffe sind:

- das Gerüstmaterial Lava Frame
- die Verblendkeramik Lava Ceram



Abb. 31: Das 3M Espe Lava System vom Scannen bis zur fertigen Restauration

Das Lava Vollkeramiksystem ist ein Gesamtsystem, somit kann eine optimale Abstimmung aller Komponenten aufeinander erfolgen, es umfasst ein CAD/CAM-Verfahren zur Herstellung von vollkeramischen Kronen und Brücken für den Front- und Seitenzahnbereich. Die Gerüstkeramik besteht aus Zirkonoxid (Lava Frame), das in sieben verschiedenen Farben eingefärbt

2. Literaturübersicht

werden kann, und wird ergänzt durch eine speziell abgestimmte Verblendkeramik (Lava Ceram). Die Herstellung der Gerüste erfolgt über die CAD/CAM-Bearbeitung (Scannen, computergestützte Gerüstmodellation und Fräsen) von vorgesinterten Zirkonoxid-Rohlingen. Die Sinterung der um die Sinterschwindung vergrößerten Gerüste in einem speziellen Hochtemperaturofen führt dann zu hochfesten Restaurationen.

Zahntechnische Labors können das Scannen des Modells und die digitale Gerüstgestaltung entweder selbst übernehmen (Lava Scan ST) oder an ein Lava Fräszentrum delegieren. In beiden Fällen werden die Gerüste im Lava Fräszentrum gefertigt; die anschließende Verblendung erfolgt im Labor oder kann auch direkt im Fräszentrum erfolgen. Durch die Herstellung von Lava Frame Zirkonoxidgerüsten über Fräszentren hat jedes Labor die Möglichkeit, ohne größere Investitionen seinem Zahnarzt CAD/CAM gefertigte Lava Restaurationen anzubieten.

2.4.1 Scannen mit Lava Scan ST

Die Einheit besteht aus dem berührungslosen, lichtoptischen Abtastsystem Lava Scan ST (Weißlichttriangulation mit Streifenlichtprojektion), einem PC mit Monitor und der Software Lava CAD. Nach dem Fixieren des Sägeschnittmodells im Scanner werden einzelne Stümpfe und der Kieferkamm automatisch erfasst und die Daten mehrmals von derselben als auch von verschiedenen Positionen eingelesen, wodurch eine hohe Präzision erreicht wird, dass dann als dreidimensionales Bild auf dem Monitor dargestellt wird. Die Scanzeit liegt bei wenigen Minuten. Zum optimieren des Designs der Restauration können auch das Bissregistrat und die Nachbarzähne eingescannt und am Monitor visualisiert werden.



Abb. 32: Das berührungslose, lichtoptische Abtastsystem Lava Scan ST

2.4.2 Gestaltung mit Lava CAD

Die Lava-Software besteht aus drei Teilen, der Design-Software mit der die Restaurationen virtuell konstruiert werden, der Lava Calc-Software, die die Designdaten in Steuerungsbefehle für die CNC (Computer Numeric Control)-Fräseinheit Lava Form umwandelt, und der Steuerungssoftware für Lava Form. Die Design-Software arbeitet größtenteils automatisch, die Präparationsgrenzen werden vom System automatisch detektiert und das System gibt Designvorschläge, diese können jedoch auch individuell verändert werden, falls dies erforderlich sein sollte. Das System erstellt zunächst Kappchen mit einheitlicher Wandstärke für Kronen bzw. Pfeilerzähne und wählt aus einer Bibliothek die passenden Brückenglieder aus. Die Form der Kappchen und Brückenglieder kann anschließend mit Hilfe eines virtuellen Wachsmessers weiter individualisiert und unter Berücksichtigung von Nachbarzähnen und Bissregistrat optimiert werden. Das Gerüst wird somit in Hinsicht auf eine optimale Unterstützung der Verblendkeramik entworfen. Die individualisierten Gerüste können ebenfalls in der Bibliothek für spätere Anwendungen gespeichert werden. Auch Position und Größe des

2. Literaturübersicht

Zementspaltes sowie die Zementspalterweiterung werden über festgelegte Grundeinstellungen vorgegeben, können aber individuell für jeden Stumpf nochmals angepasst werden. Wesentlich für die Qualitätssicherung ist die ständige Mitberechnung der Gerüstdaten bezüglich Wandstärken und Konnektorquerschnitte. Sie ist eine Kontrolle und Gewährleistung, dass die für die Stabilität notwendigen Gerüstdimensionen eingehalten werden, nicht werkstoffgerechte Konstruktionen können nicht gestaltet werden. Alle Änderungen werden visuell am Bildschirm verfolgt. Danach werden diese Daten zur Berechnung der Fräsbahn weiterverarbeitet.

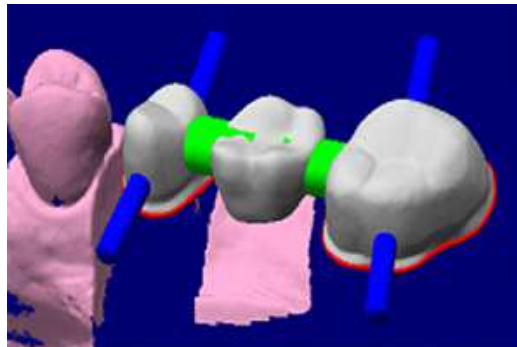


Abb. 33: Die Konstruktion mittels der Software Lava CAD

2.4.3 Fräsen mit Lava Form

Lava Form ist eine automatische CNC-Fräseinheit, die speziell für den Hochdurchsatzbetrieb in Fräszentren konzipiert wurde. Das Herausfräsen der 3D-Form erfolgt aus einem vorgesinterten Zirkonoxid-Rohling unter Einsatz von Hartmetall-Fräswerkzeugen. Die Gerüste werden entsprechend der für diese Zirkonoxid-Charge bestimmten Sinterungsparameter vergrößert gefräst, um den anschließenden Sinterschrumpf auszugleichen. Bei der Fräsmaschine handelt es sich eine dreieinhalbachsige Einheit, der Fräskopf ist somit in drei Ebenen beweglich, währenddessen der Fräsblock um 180° in der Längsachse

2. Literaturübersicht

gedreht werden kann. Die durchschnittliche Fräszeit für eine 3-gliedrige Brücke beträgt etwa 50 Minuten. Die Maschine besitzt ein Magazin für 21 Rohlinge, das die Bestückung mit Rohlingen und die Entnahme von fertigen Gerüsten während der Bearbeitung ermöglicht. Eine sukzessive automatische Fräsung unterschiedlicher Gerüste sogar über Nacht ist auch durch den selbständigen Werkzeugwechsel gewährleistet und erlaubt so einen hohen Durchsatz.



Abb. 34: Die Fräsmaschine Lava Form (rechts der automatische Schleifkörperwechsel)

2.4.4 Sintern in Lava Therm

Lava Frame ist ein vorgesintertes Zirkonoxid, das nach dem Fräsprozess bei 1500°C im Sinterofen dicht gesintert werden muss. Eine manuelle Nachbearbeitung ist vor dem Sintern möglich. Ebenso erfolgt vor dem Sintervorgang die Einfärbung der Gerüste entsprechend der Verblendfarbe (7 Farbtöne analog VITA Classic sind möglich). Anschließend erfolgt der vollautomatische, kontrollierte Sinterprozess ohne manuelle Eingriffe im Spezialofen Lava Therm (ca. 11 Stunden incl. Aufheiz- und Abkühlphase).

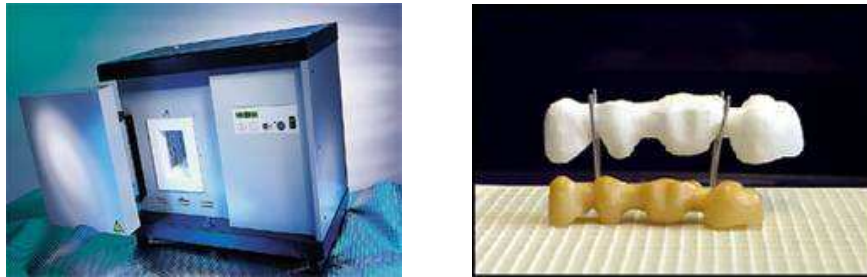


Abb. 35: Der Sinterprozess im Lava Therm

2.4.5 Lava Frame - der Gerüstwerkstoff

Die Gerüstkeramik Lava Frame besteht aus einem mit 3 mol% Yttriumoxid teistabilisiertem tetragonalen polykristallinen Zirkonoxid mit einer mittleren Korngröße von $0,5\mu\text{m}$, das zu einem Weißkörperblank zur leichteren Bearbeitung vorgesintert wird. Danach kann es in sieben verschiedenen Farben eingefärbt werden und erhält dann seine volle Dichte bei der endgültigen Sinterung bei 1500°C . Um die damit verbundene Sinterschrumpfung des Materials auszugleichen, wird die Restauration um exakt definierte Sinterparameter vergrößert gefräst. Damit können sehr gute Passgenauigkeiten erreicht werden (Hertlein et al., 2005; Hertlein et al., 2003; Hertlein et al., 2001; Reich et al., 2005). Zur Färbung wird das gefräste Gerüst für 2 min in die Färbelösung eingetaucht, durch die noch vorhandene Porosität des Materials vor dem abschließenden Sinterprozess saugt es die Färbelösung durch Kapillarkräfte auf. Der Vorteil der Gerüsteinfärbung von Lava Frame kommt am Kronenrand besonders zum Tragen: optische und ästhetische Einschränkungen, die ein strahlend weißes Zirkonoxidkäppchen hat, können vermieden werden und ein Reduzieren wie bei Metallgerüsten ist nicht notwendig. Ein schmaler Kronenrand kann sogar stehen bleiben; häufig genügt ein Polieren. Durch Charakterisieren mit Malfarbe und Glasieren lässt sich eine perfekte Randästhetik erzielen. Auch auf das Aufbrennen einer Schulter kann

2. Literaturübersicht

verzichtet werden. Bisher konnten keine Nachteile durch das Einfärben mit den Färbelösungen in-vitro und klinisch festgestellt werden (Behrens et al., 2004; Pittayachawan et al., 2007; Pospiech et al., 2003; Pospiech, Nothdurft, 2004). Das Gerüstmaterial Lava Frame weist die folgenden physikalischen Kennwerte auf (Tab. 6).

Dichte	6.08 g/cm ³
Weibull-Festigkeit	> 1100 Mpa
Risszähigkeit	5-10 Mpa m ^{1/2}
WAK	10,5 x 10 ⁻⁶ /K

Tab. 6: Die physikalischen Kennwerte von Lava Frame



Abb. 36: 3M ESPE Lava Frame (Links im Weißlingszustand, Rechts in der dichtgesinterten Erscheinungsform)

2.4.6 Verblenden mit Lava Ceram

Bei der Verblendung von Lava-Gerüsten ist die Verwendung von silikatkeramischen Massen unvermeidbar. Sie sind zwar mechanisch wesentlich schwächer als eine Zirkonoxidkeramik, dafür lassen sich aber mit ihnen die natürlichen Zähne perfekt imitieren. Die speziell entwickelte, systemgebundene Verblendkeramik ist eine Feldspatkeramik, die im Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK), Haftung und Farbabstimmung auf das Zirkonoxid Lava Frame abgestimmt ist.

2. Literaturübersicht

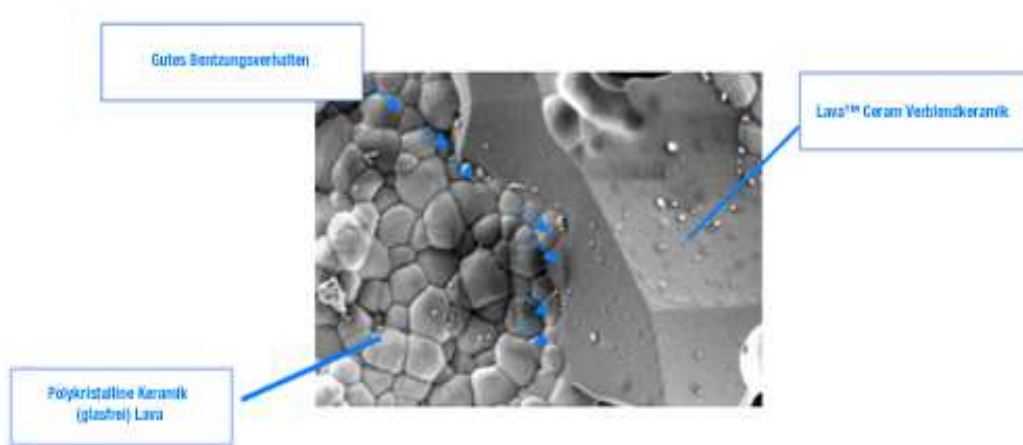


Abb. 37: Verbund zwischen Lava Frame und Lava Ceram (REM-Aufnahme)

Als Bestandteil des Lava-Systems ist sie in 16 Vitapan classical Farben erhältlich, die noch von drei Bleachingfarben ergänzt werden.



Abb. 38: Die Verblendung der Gerüste erfolgt mit dem Lava Ceram Sortiment

Um eine optimale Ästhetik und Stabilität der Restauration zu erreichen, sollte immer auf eine einheitliche Schichtdicke der Verblendung geachtet werden. Das Verblendmaterial Lava Ceram weist die folgenden physikalischen Kennwerte auf (Tab. 7).

2. Literaturübersicht

Dichte	2.5 g/cm ³
Weibull-Festigkeit	95 MPa
Risszähigkeit	1.2 Mpa m ^{1/2}
WAK	9,5 x 10 ⁻⁶ /K
Brenntemp. in °C	810

Tab. 7: Die physikalischen Kennwerte von Lava Ceram

2.4.7 Klinische Indikation – Kontraindikation

Bei Lava Frame handelt es sich um eine Zirkonoxidkeramik, die aufgrund ihrer hohen Festigkeit die Herstellung von Kronen und langspannigen Brücken ermöglicht (Behrens et al., 2004; Curtis et al., 2006; Farsi et al., 2006; Quinn et al., 2005). Etliche in-vitro Untersuchungen bestätigen, dass für die im Mund auftretenden Kaubelastungen ausreichende Festigkeiten vorliegen (Behrens et al., 2004; Hauptmann, Reusch, 2003; Ludwig et al., 2001; Rountree et al., 2001; Stiesch-Scholz et al., 2005). Jede Indikation wird intensiv auf die richtige Dimensionierung der Wandstärke und Konnektoren getestet, bevor sie durch die Software freigegeben wird (Behrens et al., 2004; Hauptmann, Reusch, 2003), wobei die erforderliche Dimensionierung in der Software hinterlegt wird. Aufgrund der hohen Festigkeit können Kronen im Frontzahnbereich mit einer Schichtstärke von 0,3mm der Gerüstkeramik und im Seitenzahnbereich von 0,5mm hergestellt werden, für Brückenanker gilt in jedem Fall eine Mindestwandstärke von 0,5mm, bzw. 0,6mm im Seitenzahngebiet. Studien belegen, dass auch bei solch dünnwandigen Gerüsten Biegefestigkeiten von 900-2000N erreicht wurden (Behrens et al., 2004; Hauptmann, Reusch, 2003; Rountree et al., 2001; Stiesch-Scholz et al., 2005). Möglich ist die Verwendung ausser bei Einzelkronen auch bei verblockten Kronen, sowie allen Arten von 3- bis 6-gliedrigen Brücken mit max. 2 aufeinanderfolgenden Brückengliedern und Freiidbrücken bis zum zweiten Prämolaren. Die Konnektoren sollten eine

2. Literaturübersicht

Dimensionierung von mindestens 7mm² im Frontzahnggebiet und 9-12mm² im Seitenzahnggebiet aufweisen. Die Herstellung von Teleskopkronen ist mit der Software bisher nicht möglich.

Als Präparationsform empfiehlt sich eine klar definierte Hohlkehle oder eine Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel. Für einen optimalen Scanprozess sollte eine Konizität von mindestens 4° und ein horizontaler Winkel von >4° eingehalten werden. Auch wenn der Zementspalt bei Lava-Restaurationen exakt eingestellt werden kann, sollte bei größeren Restaurationen eine Gerüstanprobe erfolgen um die friktionsfreie Passung zu überprüfen, sodass unnötige Zugspannungen auf das Zirkonoxidgerüst vermieden werden können.

Klinische Studien (Edelhoff et al., 2006; Raigrodski et al., 2005; Sorensen et al., 2006) von drei- und viergliedrigen Brücken als auch von Kronen mit 0,5mm und 0,3mm Wandstärke über einen Zeitraum von 5 Jahren zeigten, dass es zu keinem Totalversagen, allergischen Reaktionen oder Unverträglichkeiten kam. Weitere Studien über einen Zeitraum von 5 Jahren (Pospiech et al., 2003; Pospiech, Nothdurft, 2004) zeigten ebenfalls, dass es zu keiner Änderung der Passung und zu keinem Totalversagen kam. Trotz vereinzelter Abplatzungen der Verblendkeramik mussten diese nicht ersetzt werden. Darüber hinaus konnten keine Anzeichen für eine Sekundärkaries, allergische Reaktionen oder einem negativem Einfluss auf die angrenzende Schleimhaut festgestellt werden.

2.5 VITA-Vollkeramiken

Die VITA-Keramiken werden z. B. für das CEREC-System (Sirona) und das KAVO Everest-System angeboten. So können z. B. mit dem CEREC in Lab Einzelzahnrestaurationen aus Feinstruktur-Feldspatkeramik (VITABLOCS Mark

2. Literaturübersicht

II, VITABLOCS TriLuxe), infiltrationskeramische Kronenkappen (VITA In-Ceram SPINELL, ALUMINA, ZIRCONIA), infiltrationskeramische Gerüste (VITA In-Ceram ZIRCONIA bis 40 mm anatomische Brückenlänge) und oxidkeramische Teleskopkronen und Gerüste (VITA In-Ceram YZ bis 42mm anatomische Brückenlänge bzw. VITA In-Ceram AL CUBES bis 34mm anatomische Brückenlänge) laborintern oder laborextern beim Fräszentrum infiniDent hergestellt werden. Abgestimmt auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten der verschiedenen Keramikblöcke gibt es von der Firma VITA geeignete Verblendkeramiken. Eine Übersicht über die Indikationsgebiete und Eigenschaften gibt die folgende Tabelle.

Werkstoff	Feinstruktur-Feldspatkeramik				Oxidkeramik				
	VITA-BLOCS®	VITA-BLOCS®	VITA-BLOCS®	IVOCLAR	VITA	VITA	VITA	VITA	VITA
	Mark II for CEREC	Triluxe for CEREC	ESTHETIC-LINE for CEREC	VIVADENT ProCAD® for CEREC	In-Ceram® ALUMINA	In-Ceram® SPINELL	In-Ceram® ZIRKONIA	In-Ceram® AL CUBES	In-Ceram® YZ CUBES
Indikation					glasinfiltriert		gesintert		
Eigenschaften									
Primärteile Doppelkronen	–	–	–	–	–	–	–	●	●
Inlays	●	○	○	●	–	–	–	–	–
Onlays	●	●	○	●	–	–	–	–	–
Veneers	●	●	●	●	–	–	–	–	–
Teilkronen	●	●	○	●	–	–	–	–	–
Frontzahnkronen	●	●	●	●	●	●	○	●	●
Seitenzahnkronen	●	●	○	●	●	○	●	●	●
FZ-Brücken (3 Glieder)	–	–	–	–	●	–	●	●	●
SZ-Brücken (3 Glieder)	–	–	–	–	–	–	●	–	●
FZ-Brücken (4 Glieder)	–	–	–	–	–	–	–	–	●
SZ-Brücken (4 Glieder)	–	–	–	–	–	–	–	–	●
Bruchfestigkeit [MPa]	115	115	105	292	500	400	600	>500	>900
Bruchzähigkeit [MPa·√m]	2,2	2,2	1,4	2,1	3,5	2,7	4,4	3,5	5,9
E-Modul [GPa]	63	63	69	45	380	–	257	280	210
Sinterschrumpfung	–	–	–	–	0%	0%	0%	15%	20%
Verblendkeramik	VITAVM ₀₉	VITAVM ₀₉	VITAVM ₀₉	IPS Empress®*	VITAVM ₀₇	VITAVM ₀₇	VITAVM ₀₇	VITAVM ₀₇	VITAVM ₀₉

Tab. 8: Indikationsgebiete und Eigenschaften der VITA-Keramiken (Tinschert, Natt, 2007).

2.5.1 VITABLOCS Mark II und TriLuxe

Für vollkeramische Einzelzahnrestorationen wie Inlays, Veneers und Kronen können diese Feinstruktur-Keramikblöcke, die sich durch ihr schönes Farbverhalten (ausgeprägter Chamäleoneneffekt), gute Polierbarkeit, schmelzähnliches Oberflächenverhalten und hervorragende Zementierungsmöglichkeit mit Säure-Ätz-Technik, verwendet werden. Die Keramikblöcke werden in diversen Farben angeboten und aus diesen Blöcken herausgeschliffene Restorationen können so eingegliedert werden oder nach Zurückschleifen mit der auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten dieser Keramikblöcke abgestimmten VITA VM9 Verblendkeramik nachgeschichtet und glasiert werden um ein besseres ästhetisches Resultat zu erlangen. Der VITABLOC TriLuxe besteht bereits aus 3 Schichten, die eine unterschiedliche Transluzenz aufweisen und sind somit auch für Veneers einsetzbar.

2.5.2 VITA In-Ceram SPINELL, ALUMINA und ZIRCONIA

Für Kronenkappen und Brückengerüste können diese Keramikblöcke verwendet werden, wobei sich die Wahl des Materials nach den Kriterien Belastbarkeit und Transluzenz richtet. Nach dem Ausschleifen der Restauration erhält die Restauration ihre Endfestigkeit durch eine Infiltration, bei der die poröse Struktur mit Lanthanglas aufgefüllt wird. Abgestimmt auf den WAK-Wert dieser Gerüstkeramiken ($7,2-7,9 \times 10^{-6}/K$) ist die VITA VM7.

2.5.3 VITA In-Ceram AL CUBES

VITA In-Ceram AL CUBES sind vorgesinterte Blöcke aus reinem Aluminiumoxid, aus denen um die Sinterschrumpfung vergrößerte Kronen- oder Brückengerüste geschliffen werden können. Dieses Material kann auch nach der Durchsinterung trocken geschliffen werden, da keine Gefahr der

2. Literaturübersicht

Materialschwächung durch eine Phasenumwandlung besteht. Es bietet sich besonders für die Herstellung von hochfesten Primärteleskopen an. Der WAK liegt bei $7,3 \times 10^{-6}/K$ und somit kommt die VITA VM7 als Verblendung zum Einsatz.

2.5.4 VITA In-Ceram YZ CUBES

Diese Keramik weist die höchste Endfestigkeit nach dem Sintern bei den VITA-Keramiken auf, es besteht aus yttriumoxid-stabilisiertem Zirkonoxid. Es kommt dementsprechend bevorzugt bei der Realisierung hochstabiler Brückengerüste zum Einsatz (Baltzer, Kaufmann-Jonian, 2003). Die besonderen Eigenschaften dieser Keramik lassen filigranere Wandstärken mit kleineren Verbinderstärken zu (Konnektoren $7-12 \text{ mm}^2$). Aufgrund des hohen Vorsintergrads sind die Schleifstrukturen sehr fein, jedoch muss eine Sinterschrumpfung von 20% einkalkuliert werden. Die passende Verblendkeramik ist die VITA VM9.

Weibull-Festigkeit	> 900 Mpa
Risszähigkeit	5,9 Mpa $\text{m}^{1/2}$
WAK	$10,5 \times 10^{-6}/K$

Tab. 9: Die physikalischen Kennwerte von VITA In-Ceram YZ.

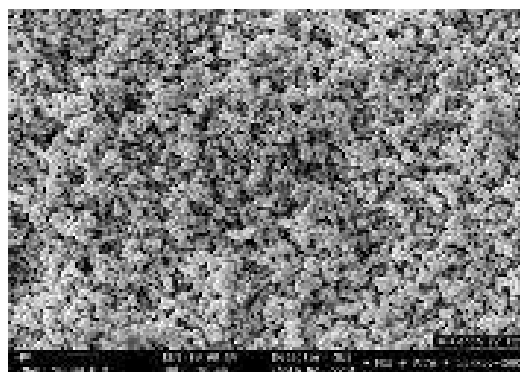


Abb. 39: REM-Aufnahme des Mikrogefüges von ungesinterter VITA In-Ceram YZ

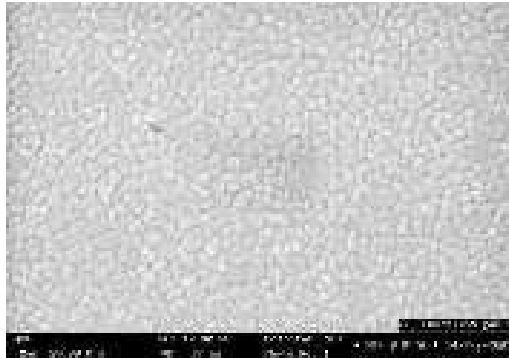


Abb. 40: REM-Aufnahme des Mikrogefüges von gesintertem VITA In-Ceram YZ

2.5.5 Verblendungen

Für die Verblendung von der VITA In-Ceram- und Metall-Gerüsten hat VITA eine neuartige Verblendkeramik eingeführt, die sie „VITA VM“ (VM für Veneering Material) nennen, jeweils mit einer angefügten Nummer, die den Wärmeausdehnungskoeffizienten und die Zuordnung zum Gerüstmaterial angibt. Für die Gerüste aus Infiltrationskeramik und aus Aluminiumoxidkeramik wird die VM7 verwendet, für Gerüste aus Zirkonoxidkeramik VITA VM9 und für Metallgerüste VITA VM13.

2. Literaturübersicht

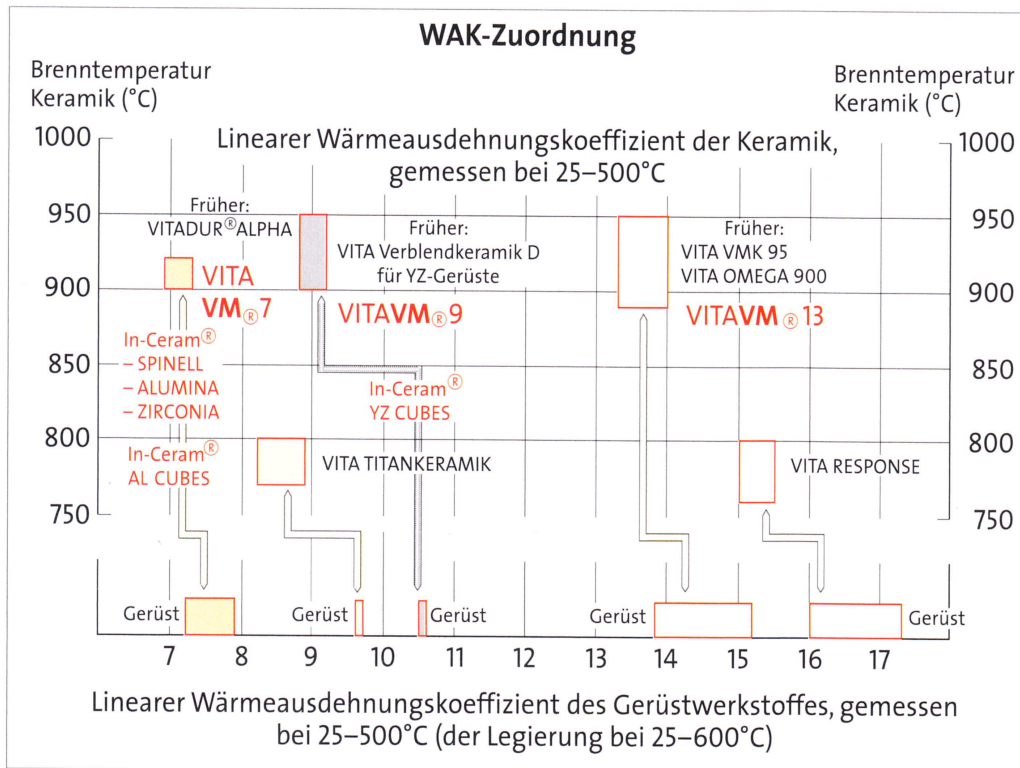


Abb. 41: WAK-Zuordnung für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien

2.5.5.1 VM9

Die VITA VM9 Feldspatkeramik wurde als spezielle Verblendkeramik mit Feinstruktur für Yttrium-teilstabilisierte ZrO₂-Gerüste mit einem WAK von ca. $10,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$, wie z. B. VITA In-Ceram YZ, konzipiert. Weitere Anwendungsgebiete ist die Individualisierung von VITABLOCS und VITA PM9 Restaurationen.

Durch einen modifizierten Produktionsprozess wurde eine Keramik geschaffen, deren Gefüge nach dem Brennen im Unterschied zu herkömmlichen Keramiken eine besonders homogene Verteilung der Kristall und Glasphase zeigt. Diese Gefügestruktur wird durch den Begriff „Feinstruktur“ beschrieben und führt zur Vermeidung von Spannungsrissen (Abb. 42). Weiterhin wurde das Abrasionsverhalten bzw. die wechselwirkende Abriebfreundlichkeit

2. Literaturübersicht

verschiedenster Restaurationswerkstoffe gegenüber dem Schmelz eingehend untersucht und es zeigte sich dabei, dass die Verblendkeramiken VITA VM physikalisch dem Verhalten des Schmelzes sehr nahe kommt (McLaren et al., 2004).

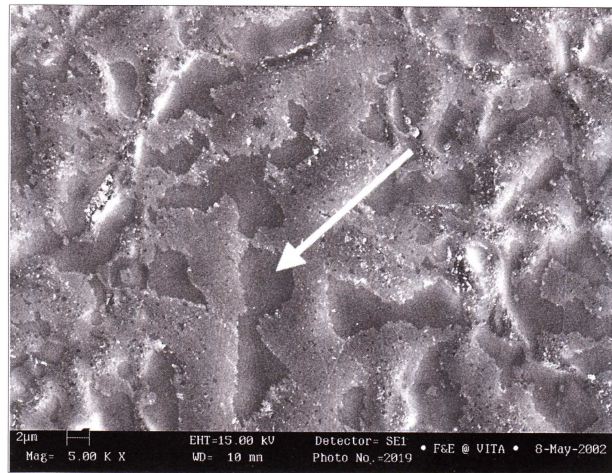


Abb. 42: Angeätzte Oberfläche von VM9-Feinstrukturkeramik (wesentlich weniger raue Oberfläche im Vergleich zu herkömmlichen Keramiken).

VITAVM9 weist neben der günstigen Oberflächenbeschaffenheit folgende Eigenschaften auf.

Weibull-Festigkeit	Ca. 100 MPa
Erweichungspunkt	Ca. 670°C
Transformationspunkt	Ca. 600°C
WAK	$10,5 \times 10^{-6}/K$

Tab. 10: Kennwerte von VITA VM9

3. Zielsetzung

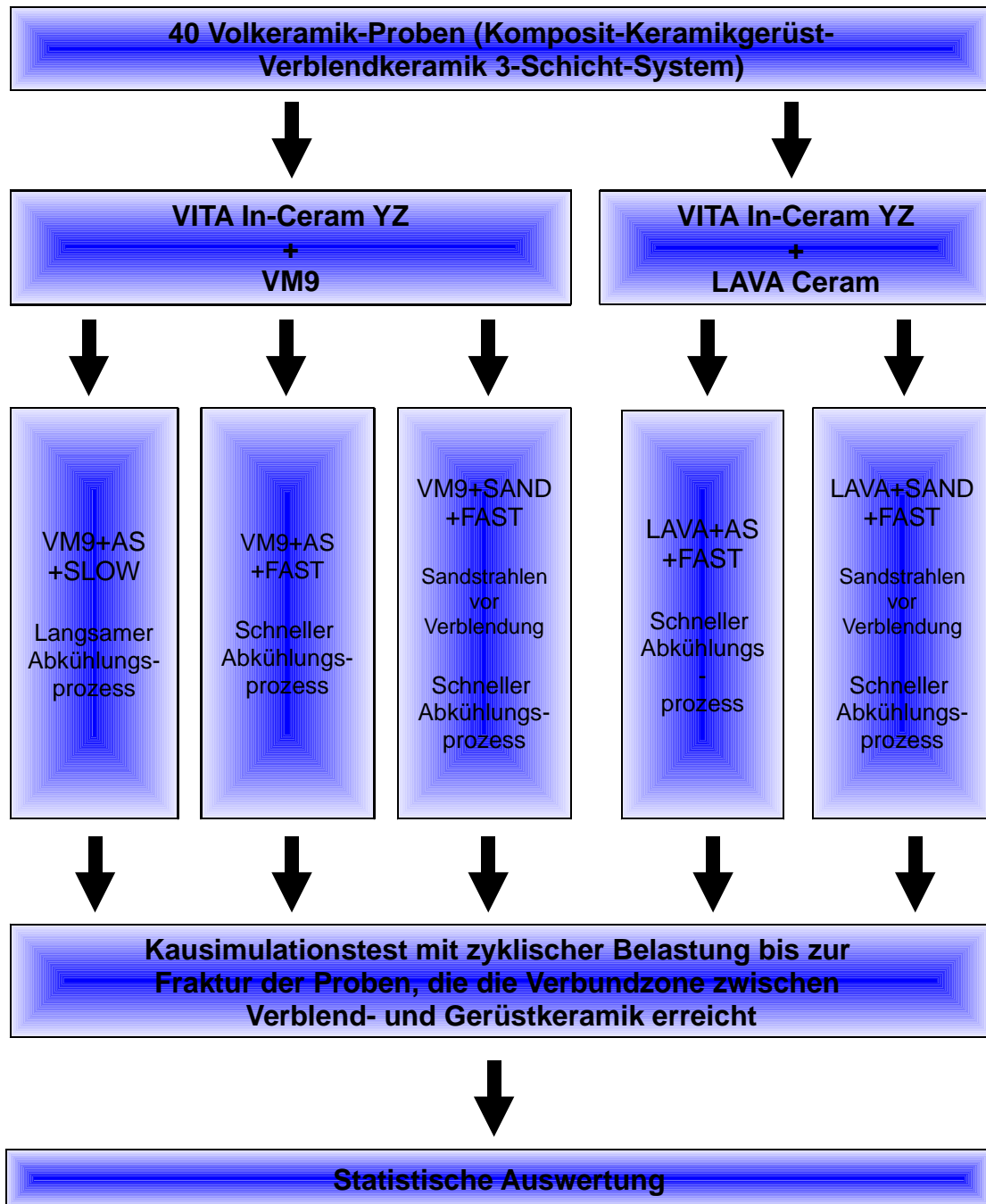
Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, die Auswirkungen zweier verschiedener Verblendkeramiken (VM9 von VITA und Lava von 3M ESPE) mit unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten, die auf eine Gerüstkeramik aus VITA In-Ceram YZ gesintert wurden, und die Auswirkungen verschiedener zahntechnischer Verarbeitungsweisen auf die Dauerbelastbarkeit dieser Zirkonoxid-Verblendkeramik-Verbundsysteme, zu ermitteln. Dabei sollte neben dem Einfluss der verschiedenen Verblendkeramiken und dem Einfluss einer höheren und andererseits einer niedrigeren Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zwischen der Verblendung und dem Gerüst, der Einfluss der Dauer des Abkühlungsprozesses nach dem Sintern und die vorherige Behandlung der Gerüstkeramik durch Korundstrahlen, untersucht werden.

Folgende Hypothesen sollen untersucht werden:

1. Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den beiden verwendeten Verblendkeramiken aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik.
2. Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den Gruppen die ohne vorheriges Korundstrahlen der Gerüstkeramik verarbeitet werden und den Gruppen bei denen die Gerüstkeramik durch Korundstrahlen vor der Verblendung behandelt werden.
3. Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den Gruppen die einem langsamen Abkühlungsprozess und den Gruppen die einem schnellen Abkühlungsprozess unterzogen werden.

4. Material und Methode

4.1 Versuchsaufbau



4. Material und Methode

Ein intakter, aus kieferorthopädischen Gründen extrahierter zweiter Oberkieferprämolare wurde für eine Vollkeramikkrone präpariert. Die Präparationstiefen betrugen 2,1mm okklusal, 1,7mm vestibulär und lingual und 1,2mm approximal, sodass zirkulär eine Hohlkehle von 1mm erreicht wurde. Der Zahnschubstanzabtrag wurde mit Silikonsschlüsseln überprüft. Die finierte Präparation wurde eingescannt (Cerec3 Inlab, Sirona, Germany) und es wurde eine Kopie zur weiteren Bearbeitung hergestellt. Anschließend wurden mit der Cerec Inlab 3 Maschine durch Fräsen der Zirkonoxid-Rohlinge VITA In-Ceram YZ Cubes (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) 40 Copings mit einer Wandstärke von 0,7mm erstellt und die Sinterung der um die Sinterschwindung vergrößerten Gerüste im Hochtemperaturofen für 2 Stunden bei einer Endtemperatur von 1530°C führte dann zur Endfestigkeit der Gerüste. Bei VITA In-Ceram YZ for inLab handelt es sich um industriell vorgefertigte, vorgesinterte, mit Yttriumoxid teilstabilisierte Zirkonoxidblöcke. Die Gerüste wurden durch Formschleifen mit dem CEREC-System (Sirona) (CAD/CAM-System) aus diesen Rohlingen gewonnen. In diesem Zustand ist das Gerüstmaterial porös und besitzt noch keine hohe Festigkeit, so dass es auch leicht mit rotierenden Instrumenten bearbeitbar ist. Beim anschließenden Sinterbrand schrumpft das Gerüst um ca. 25% seiner Ausgangsgröße im formgeschliffenen Zustand. Bei Entwurf und Überführung der Modellationen in Keramik muss diese Sinterschrumpfung berücksichtigt werden.

16 Copings wurden dann vor der Verblendung mit 250µm Al₂O₃ Strahlgut mit 4 bar Druck und einem Abstand von 5cm aus einem 45° Winkel für 10 Sekunden sandgestrahlt. Die anderen 24 Copings wurden nicht sandgestrahlt.

Zur Verblendung der Copings wurden 2 verschiedene Verblendkeramiken verwendet, einerseits Lava Ceram von 3M ESPE sowie andererseits VM9 von der Firma VITA. Bei beiden Keramiken handelt es sich um Feldspatkeramiken, die als spezielle Verblendkeramiken für Yttrium-teilstabilisierte ZrO₂-Gerüste

4. Material und Methode

mit einem WAK von ca. $10,5 \cdot 10^{-6} \cdot \text{K}^{-1}$, wie z. B. VITA In-Ceram YZ, konzipiert wurden. Lava Ceram weist mit einem WAK von $9,6 \cdot 10^{-6} \cdot \text{K}^{-1}$ eine geringere WAK-Differenz zur Gerüstkeramik auf, als VITA VM9, dass einen WAK von $9,0 \cdot 10^{-6} \cdot \text{K}^{-1}$ aufweist. 16 der vorher nicht sandgestrahlten Copings und 8 sandgestrahlte Copings wurden mit VITA VM9 verblendet, 8 nicht sandgestrahlte Copings und 8 sandgestrahlte Copings mit Lava Ceram, die dabei von einer Person nach den Herstellerangaben mit Dentin- und Schmelzmassen von Hand aufgeschichtet wurden.

Nach dem Schmelzbrand wurden die Wandstärken jeder Probekrone überprüft und wenn nötig mit einem niedrigtourigen Finierdiamanten unter Wasserkühlung auf eine Wandstärke von 2,1mm an den Höckern und 1,7mm an der vestibulären Fläche reduziert, sodass ein Verhältnis von 0,5 zwischen Gerüstkeramik und Verblendkeramik besteht.

Der abschließende Brand erfolgte anschließend (Tab. 11).

Keramik	Starttemperatur	Heizphase	Endtemperatur
VITA VM9	500°C	80°C/min	900°C
Lava Ceram	480°C	45°C/min	820°C

Tab. 11: Sintertemperaturen beim abschließenden Brand

8 Kronen von den 16 nicht sandgestrahlten Copings die mit VM9 verblendet wurden, wurden nach dem abschließenden Brand langsam abgekühlt, die restlichen 32 Kronen wurden einem schnellen Abkühlungsprozess unterzogen, indem die Tür des Sinterofens nach dem Brand direkt geöffnet wurde und die Kronen der Umgebungsluft mit einer durchschnittlichen Temperatur von 23°C in Kontakt kamen.

Zusammenfassend wurden somit anatomisch korrekte Prämolaren-Probekronen hergestellt, die sich in insgesamt 5 Gruppen mit jeweils 8 Proben unterteilen ließen (Abb. 49). Dementsprechend gab es drei Gruppen mit dem VITA In-Ceram YZ/VM9 Keramikverbundsystem, die sich darin

4. Material und Methode

unterschieden, dass die Proben einer Gruppe nach dem Herstellen der Gerüste sandgestrahlt wurde (Abkürzung bei Probenbezeichnung: SAND) und dann erst verblendet wurde. Dabei wurde die Keramik nach dem Sintern der Verblendung schnell abgekühlt (Abkürzung: FAST). Die anderen beiden Gruppen wurden nach dem Sintern der Gerüste direkt verblendet und nicht sandgestrahlt (Abkürzung bei Probenbezeichnung: AS=As sintered). Der Unterschied innerhalb dieser beiden Gruppen bestand darin, dass die eine Gruppe nach dem Aufbringen der Verblendung schnell abgekühlt wurde (Abkürzung: FAST), die andere einen langsamen Abkühlungsprozess durchlief (Abkürzung: SLOW). Beim VITA In-Ceram YZ/LAVA Ceram Verbundsystem waren 2 Gruppen vorhanden. Die Testkronen der einen Gruppe wurden ebenfalls nach dem Herstellen der Gerüste sandgestrahlt (Abkürzung bei Probenbezeichnung: SAND) und dann erst verblendet.

Dabei wurde die Keramik nach dem Sintern der Verblendung schnell abgekühlt (Abkürzung: FAST). Die zweite Gruppe wurde nach dem Sintern der Gerüste direkt verblendet und nicht sandgestrahlt (Abkürzung bei Probenbezeichnung: AS=As sintered) und durchlief einen schnellen Abkühlungsprozess (Abkürzung: FAST).



Abb. 43: 8 Proben pro Gruppe (hier VM9+AS+SLOW)

4. Material und Methode

Alle Kronen wurden auf in Wasser gealterten Komposit-Stümpfen befestigt, sodass das Komposit vorher eine komplette Wasseraufnahme und Dimesionsänderung vollziehen konnte (hygroskopische Expansion). Das Komposit dient als Dentinanalogue, mit dentinähnlichem Elastizitätsmodul. Diese 3-Schicht-System-Kronen (Komposit-Keramikgerüst-Verblendkeramik) (Abb. 50) wurden vor und während dem Kausimulationstest in Wasser gelagert und beim Kausimulations-Belastungstest mit einem kugelförmigen Wolframkarbid-Belastungskörper belastet. Abplatzungen der Verblendkeramik bis zur Verbundzone zwischen Verblenkeramik und Gerüstkeramik wurden als Versagen gewertet.



Abb. 44: Einsatzbereite Probe

4.2 Kausimulator

Die Ermüdungstests wurden in einer mechanischen Prüfmaschine (Chewing

4. Material und Methode

Simulator CS4, SD Mechanotronik) unter Kontrolle der Belastungs- u. Seitschubapplikation durchgeführt. Die zyklische Ermüdungsbelastung erfolgte mit einer 20 kg Gewichtsauflage je Probe mit einem kugelförmigen Wolframkarbid-Belastungskörper bei 1,5 Hz in Wasser. Somit konnten Verschleißversuche im Zyklusbetrieb durchgeführt werden. Zu diesem Zweck wurden die Werkstoffproben in die dafür vorgesehenen Halterungen fixiert und der definierten Belastung unterzogen. Die Belastung wurde in der vertikalen Richtung eingeleitet, bestand aber insgesamt aus einer Kontakt-Belastung-Lateralbewegung-Abheben-Sequenz. Die Lateralbewegung entlang des bukkalen Höckers (nach oral) über eine Distanz von 0,7mm unter Belastung führte zu einer Abnutzungsfacette an der Probenoberfläche.



Abb. 45: Chewing Simulator CS4, SD Mechanotronik

4.2.1 Bedienelemente und Komponenten

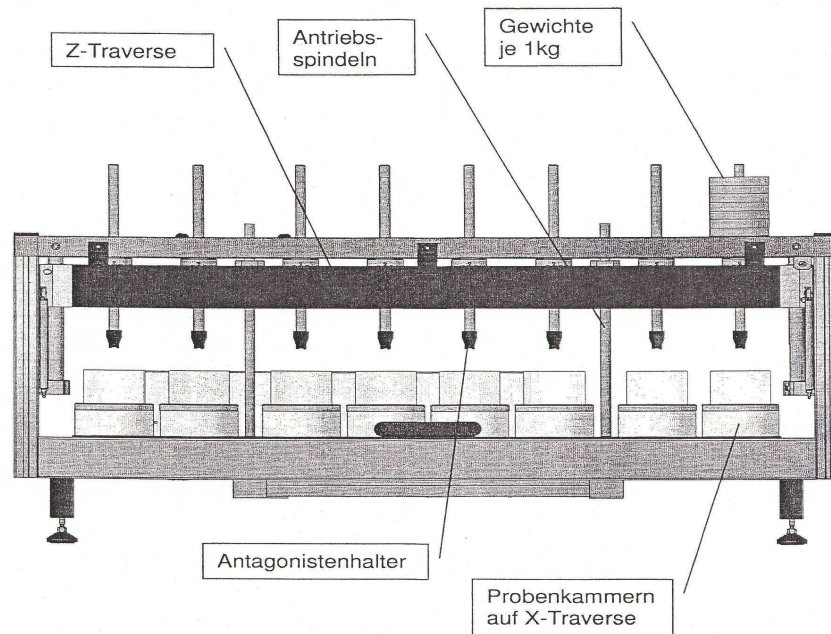


Abb. 46: Bedienelemente des Kausimulators

Bild 46 zeigt die wesentlichen Bedienelemente des Kausimulators. Darunter sind die montierten Probenkammern und Antagonistenstangen sowie Rahmenteile mit zwei Führungsstangen und Gewichten.

Die folgende Abbildung zeigt die Bauteile der Gewichtsauflage und den Einstellmechanismus der Antagonistenhöhe. Dies erlaubt die exakte Justierung des Antagonisten auf unterschiedliche Probenhöhen, sodass in allen Probenkammern die Antagonisten zum gleichen Zeitpunkt die Proben berühren, auch wenn die Höhen der einzelnen Proben unterschiedlich sind.

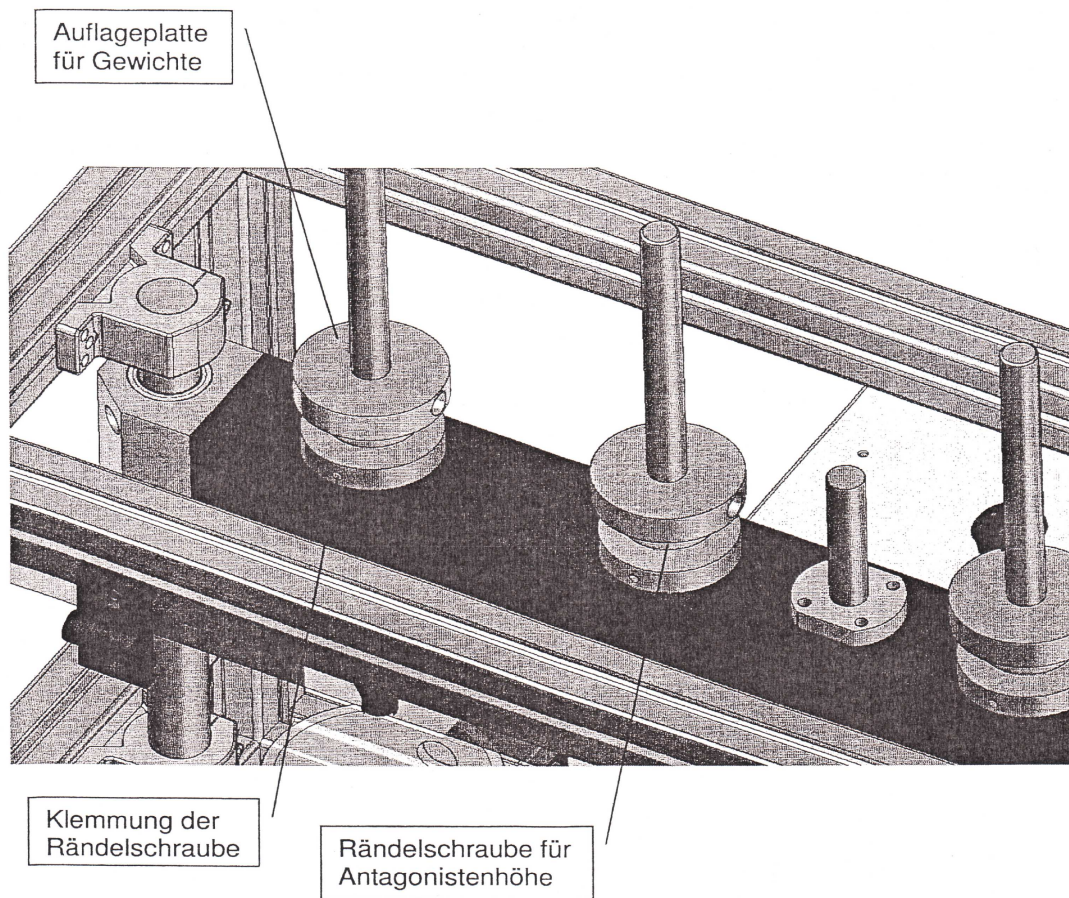


Abb. 47: Gewichtsauflage und Einstellmechanismus der Antagonistenhöhe

Die Probe ist in ein kleines Gefäß innerhalb der Probenkammer eingebettet. Dieses Gefäß wird über eine Aluminiumstange zentrisch in der Probenkammer gehalten. In die Stange greift eine Flügelschraube, die die gesamte Anordnung nach unten auf die x-Traverse zieht. Dadurch ist zum einen die Lage der Probe fixiert, zum anderen ist die Probenkammer nun wasserdicht und kann mit Flüssigkeit gefüllt werden.

4.2.2 Vorbereitung von Versuchen

Es können verschiedene Proben in die Gefäße innerhalb der Probenkammer eingebettet werden. In der Praxis hat sich Technoivit 4000 von Heraeus-Kulzer

4. Material und Methode

als Material zur Einbettung bewährt.

In den Gefäßen befinden sich quer zur Achse Stifte aus rostfreiem Material. Diese dienen dazu, die Probe gegen Herausfallen zu sichern. Um die Probe aus dem Gefäß zu entnehmen muss der Stift herausgezogen werden.

In die Antagonistenhalter können verschiedene Prüfkörper eingesetzt werden. Einerseits können Prüfkörper aus Stahl verwendet werden, andererseits haben sich zur Verschleißuntersuchung auch Wolframkarbidkugeln in speziellen Haltern bewährt.

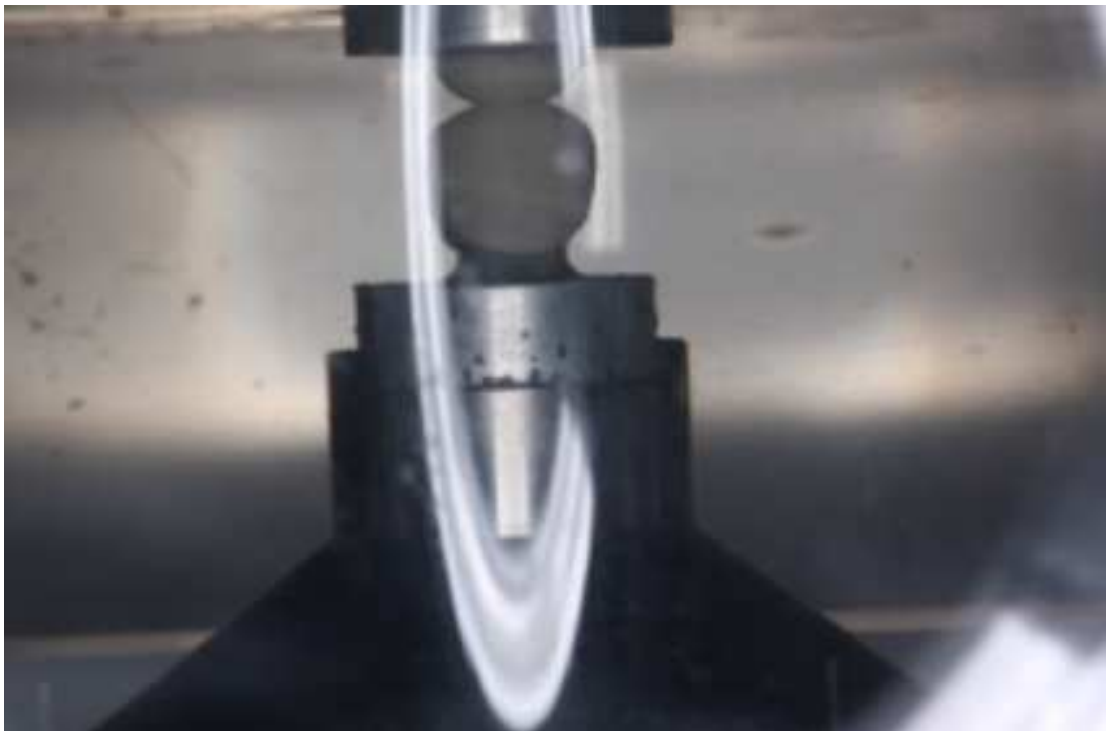


Abb. 48: Kontakt von Prüfkörper und Probe

Für Verschleißmessungen an Kompositen werden üblicherweise 3-5kg Gewichtsaufgabe verwendet, es ist aber auch ein Gewichtsaufbau bis 8kg möglich. Optional ist ein Sondergewichtsaufbau zur Testung von Keramiken möglich, wie in unserer Studie. Damit können in max. vier Probenkammern

4. Material und Methode

Gewichte bis zu 25kg pro Kammer aufgelegt werden.

Bei diesem Sondergewichtsaufbau sollten nur die Probenkammern rechts und links neben den Hubspindeln verwendet werden. Dabei soll darauf geachtet werden, dass die gleiche Anzahl Gewichte auf alle Rahmentteile gelegt sind. Bei unseren Tests betrug die Gewichtsauflage pro Kammer 20kg.

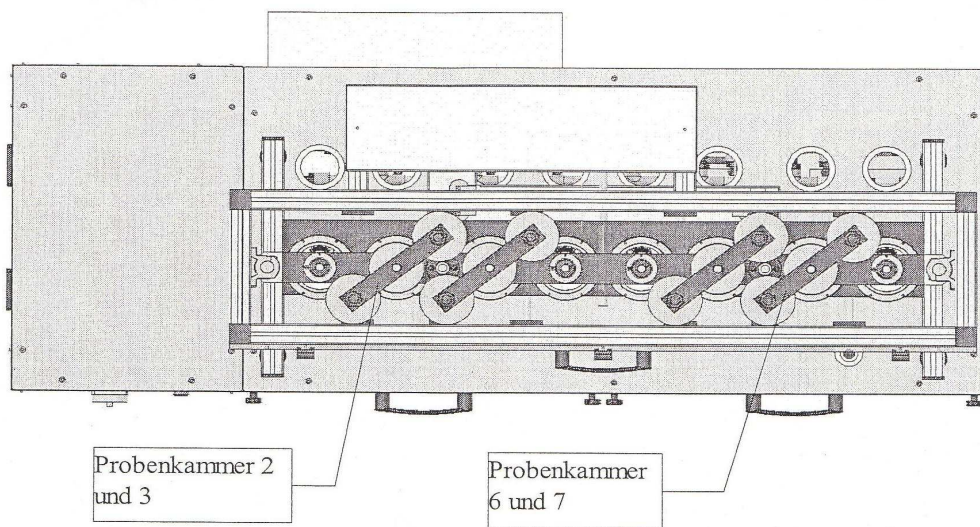


Abb. 49: Sondergewichtsaufbau zur Testung von Keramiken

4.2.3 Funktionsweise und Bewegungsablauf

Die Kausimulation beruht auf dem Prinzip des Zwei-Körper-Verschleißes. Ein Antagonist wird auf eine Probe abgesenkt und berührt diese. Auf den Antagonist wirkt eine definierte Kraft, die durch das Auflegen von Gewichten festgelegt ist. Die Z- Traverse senkt sich dabei so weit ab, dass alle Antagonisten voll auf den Proben aufliegen und das Gewicht ungehindert wirken kann. Dann erfolgt eine Lateralbewegung der X-Traverse. Dabei werden die Proben unter den Antagonisten bewegt und es erfolgt die eigentliche Bewegung mit Verschleiß. Die Verfahrenswege und -geschwindigkeiten der

beiden Achsen können dabei vom Anwender festgelegt werden.

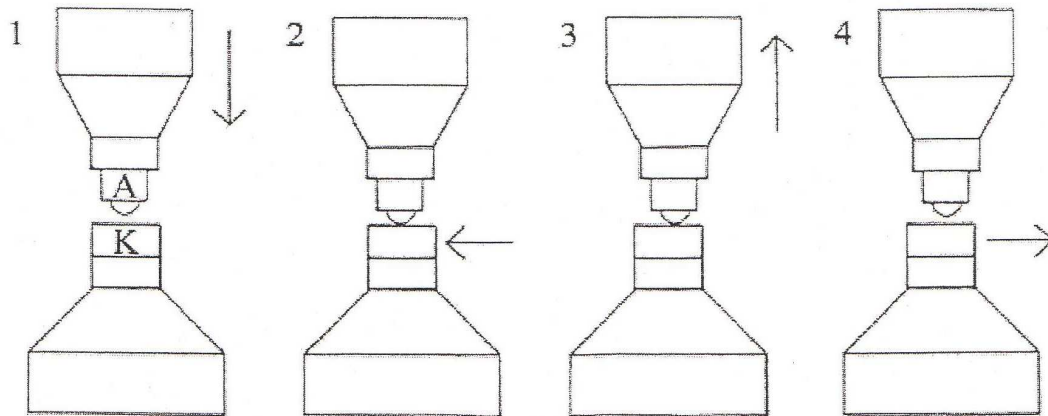


Abb. 50: Bewegungsablauf des Kausimulators (1. Absenken des Antagonisten auf die Probe, 2. Lateralbewegung der Probe, 3. Abheben des Antagonisten, 4. Rückbewegung der x- Traverse in die Ausgangsposition)

4.3 Mechanische Dauerbelastung der Proben

Die vorbereiteten Proben wurden, 4 zur gleichen Zeit, in den Probenkammern des Kausimulators befestigt und der mechanischen Dauerbelastung unterzogen bis es zur Fraktur, die die Verbundzone zwischen Verblend- u. Gerüstkeramiken erreichte, kam.

Die Anzahl der Zyklen bis es zur Fraktur kam wurde für jede Probe notiert, genauso wurden eventuelle oberflächliche Chippings und Infrakturen die vor der Fraktur auftraten notiert.



Abb. 51: Fraktur, die die Verbundzone erreicht

4.4 Statistische Auswertung

Alle ermittelten Zyklenzahlen des Ermüdungstests wurden zunächst in einer MS-Excel-Tabelle notiert. Für jede Gruppe wurde der Mittelwert, Standardabweichung, Medianwert sowie der Maximal- und Minimalwert errechnet. Die Werte aller Gruppen wurden anschließend zunächst grafisch in Form von Boxplots dargestellt.

Aus allen ermittelten Zyklenzahlen ($\sum x$) einer Gruppe ($n=8$) wurde der Mittelwert (\bar{x}) berechnet: $\bar{x} = (1/n) \cdot \sum x$.

Mit der Standardabweichung s wird die Streuung der einzelnen Messwerte (x) um ihren Mittelwert angegeben. Sie ermöglicht Aussagen über die Abweichung der einzelnen Versuchsergebnisse vom Mittelwert. $s = \sqrt{(1/n) \cdot \sum (x - Mx)^2}$.

4. Material und Methode

Der Medianwert ist der Wert innerhalb einer nach Größe geordneten Messreihe, der von 50% aller Messwerte über- bzw. unterschritten wird. Im Vergleich zum Mittelwert ist der Median unanfälliger gegenüber Extremwerten.

Als Darstellungsform wurde zunächst ein Boxplot-Diagramm mit Medianwert, Standardabweichung und Extremwerten gewählt, dessen Symbolik im Folgenden kurz näher erklärt wird.

Das Boxplot-Diagramm:

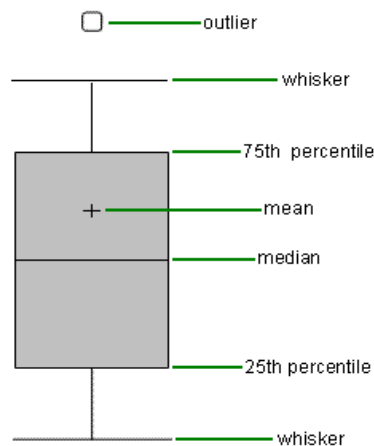


Abb. 52: Beispiel eines Boxplot-Diagramms

Die Boxlänge entspricht dem interquartilen Bereich.

Maximum (oberer Whisker): größter gemessener Wert.

75% Quartil (Ende der Box): Die kleinsten 75 % der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert.

Median: Wert, über und unter dem jeweils die Hälfte der Werte liegen.

25% Quartil (Beginn der Box): Die kleinsten 25 % der Datenwerte sind kleiner oder gleich diesem Kennwert.

Minimum (unterer Whisker): kleinster gemessener Wert.

4. Material und Methode

Anschließend wurden die Werte jeweils zweier Gruppen vergleichend mit Weibull-Verteilungen mit einer Statistik-Software (Alta Pro 7, Reliasoft, Tucson, AZ) dargestellt und die aufgestellten Hypothesen anhand dieser überprüft. Die Weibull-Verteilung ist eine statistische Verteilung, die zur Untersuchung von Lebensdauern bei Fragestellungen wie Materialermüdungen von spröden Werkstoffen zum Einsatz kommt und aus dem sogenannten Weibull-Netz lassen sich die "Charakteristische Lebensdauer"/Dauerbelastbarkeit, sowie eine bestimmte Ausfallwahrscheinlichkeit der Komponenten ablesen.

Wenn die Ausfallwahrscheinlichkeit im linearen Diagramm dargestellt wird, erhält man eine über den gesamten Verlauf nicht einfach abzulesende S-förmige Linie. Durch Verzerrung des Ordinatenmaßstabes (doppellogarithmisch) und der Abszisse (logarithmisch) wird die S-förmige Linie zu einer Geraden (linearisierte Ausgleichsgerade). Die Weibull-Verteilungsfunktion lautet in der vereinfachten 2-parametrischen Form: $H=1-e^{-(t/T)^b}$

mit

H = Ausfallwahrscheinlichkeit bzw. Ausfallhäufigkeit (normiert auf 1, in % mal 100)

t = Lebensdauervariable (Fahrstrecke, Einsatzdauer, Lastwechsel usw.)

T = Charakteristische Lebensdauer, bei der 63.2% der Einheiten ausgefallen sind (für $t=T$ gilt $H = 100\% (1 - 1/e) = 63.2\%$).

b = Formparameter, Steigung der Ausgleichsgeraden im Weibull-Netz

Die Zyklenzahl stellt bei unserem Versuch im Weibull-Netz die Abszisse dar. Für einen Stichprobenumfang führt man normalerweise eine Klassierung der Ausfälle durch, sodass bestimmte Lebensdauerbereiche zusammengefasst werden. Durch eine Klassierung erhält man in der Regel einen gleichmäßigeren Verlauf der „Weibull-Kurve“.

Durch eine Klassierung gehen grundsätzlich Informationen verloren, und es

4. Material und Methode

ergeben sich bei der Berechnung der Weibull-Parameter geringfügige Abweichungen für unterschiedliche Klassierungen. In einem Vergleich verschiedener Analysen sollte man deshalb immer ein gleiches Vorgehen bzw. eine gleiche Klassierung (10000, 100000, etc.) wählen.

In der klassischen Betrachtung ergeben sich die Weibull-Parameter durch Bestimmung der Ausgleichsgerade im linearisierten Weibull-Wahrscheinlichkeitsdiagramm.

Die Punkte für die Ausgleichsgerade bestimmen sich durch Umstellen der 2-parametrischen Weibull-Funktion: $Y = \ln(\ln(1/(1-H)))$.

Bei der oft sehr starken Streuung des Lebensdauermerkmals erkennt man schnell, dass es wenig Sinn macht nur den Mittelwert der „Laufzeit“ anzugeben. Erst die Weibull-Auswertung ergibt eine ausreichende Aussage über das Ausfallverhalten des betrachteten Bauteiles. Anstelle des Mittelwertes wird üblicherweise die so genannte charakteristische Lebensdauer T angegeben, bei der 63.2% der Bauteile ausgefallen sind. Sie wird optional mit der entsprechenden Lotlinie im Diagramm angegeben.

Bei der Weibull-Auswertung handelt es sich praktisch immer um eine Stichprobe. Die Gerade im Weibull-Diagramm entspricht also nur der Stichprobe. Je mehr Teile geprüft oder ausgewertet werden, desto mehr streuen die „Punkte“ um die Weibull-Gerade. Man kann statistisch eine Abschätzung über den Bereich der Grundgesamtheit machen. Hierfür wird ein so genannter „Vertrauensbereich“ eingeführt. In der Regel gibt man diesen mit einer Aussagewahrscheinlichkeit, meistens mit $PA=90\%$, an. Die obere Vertrauensgrenze ist dann die 95%-Vertrauensgrenze und die untere die 5%-Vertrauensgrenze. Der Verlauf der Vertrauensgrenzen geht in den unteren und oberen Bereich mehr oder weniger weit auseinander. Dies zeigt, dass die Aussagen über die Ausfallpunkte in diesen Bereichen ungenauer sind als in dem oberen mittleren Abschnitt.

4. Material und Methode

Die Weibull- Dauerbelastbarkeit jeweils zweier Probengruppen wurde bei unserer Studie auf Überlappen der beidseitigen Koinfidenzintervalle auf einem 90-%-Signifikanzniveau bei einer Frakturnrate von 63,2% verglichen, um festzustellen, ob die Datensätze unterschiedlich waren.

5. Ergebnisse

Bei der Betrachtung der Ergebnisse wird zunächst jede Gruppe für sich mit jedem einzelnen der acht zugehörigen Bruchwerte vorgestellt und das Minimum, das Maximum, der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet und im oben bereits erwähnten Boxplot- Diagramm einander gegenübergestellt. Im Anschluss werden die aufgestellten Hypothesen mittels Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven überprüft.

5.1 Bruchwerte der einzelnen Testkronen

5.1.1 VM9+AS+SLOW

Bei den Proben der Gruppe VM9+AS+SLOW lagen die erreichten Zyklenzahlen zwischen 30421 und 1916028. Der Medianwert liegt bei 721819 und die Standardabweichung vom Mittelwert mit 830045 beträgt ± 667599 .

Probennummer	Zyklenzahl bei Bruch	Anmerkungen
1	1579676	7542 o. Ch., 565345 l.
2	1339649	753549 Infracture
3	233366	8164 oberfl. Chipping
4	30421	
5	1916028	1687789 o. Ch.
6	654160	554765 o. Ch.
7	97583	67081 o. Ch.
8	789479	14890 o. Ch.

Tab. 12: Zyklenzahlen von VM9+AS+SLOW

5. Ergebnisse

5.1.2 VM9+AS+FAST

Die Belastungsversuche mit der Gruppe VM9+AS+FAST, lieferten folgende Ergebnisse. Die Werte bewegten sich zwischen einem Minimum von 2632 und einem Maximum von 65017. Der Mittelwert errechnete sich zu 32050 mit einer Standardabweichung von ± 19935 . Der Medianwert lag bei 30100.

Probennummer	Zyklenzahl bei Bruch	Anmerkungen
1	2632	
2	19000	
3	52456	
4	41200	37004 I.
5	65017	33400 I.
6	19000	
7	42000	15000 o. Ch.
8	15100	

Tab. 13: Zyklenzahlen von VM9+AS+FAST

5.1.3 VM9+SAND+FAST

Probennummer	Zyklenzahl bei Bruch	Anmerkungen
1	38723	8631 o. Ch., 16130 I.
2	221732	49788 o. Ch.
3	307426	30776 o. Ch., 230380 I.
4	171319	
5	181626	127911 I., 154202 o. Ch.
6	284427	12438 o. Ch., 280404 I.
7	149497	
8	186392	25652 o. Ch.

Tab. 14: Zyklenzahlen von VM9+SAND+FAST

5. Ergebnisse

Die Gruppe VM9+SAND+FAST ergab Kauzykluswerte zwischen minimal 38723 und maximal 307426. Der Medianwert ist bei 184009. Der Mittelwert betrug 192643 mit einer Standardabweichung von ± 77953 .

5.1.4 LAVA+AS+FAST

Eine weitere Gruppe war LAVA+AS+FAST. Hierbei ergaben die Belastungsversuche Werte zwischen 2910 und maximal 899315. Der Mittelwert ergab 374280 und die Standard-abweichung davon errechnete sich auf ± 285154 . Der Medianwert lag bei 342040.

Probennummer	Zyklenzahl bei Bruch	Anmerkungen
1	2910	
2	34694	24 o. Ch.
3	641342	33 o. Ch.
4	503604	103 o. Ch.
5	899315	21 o. Ch.
6	228294	3665 o. Ch.
7	270737	26 o. Ch.
8	413342	33433 o. Ch.

Tab. 15: Zyklenzahlen von LAVA+AS+FAST

5.1.5 LAVA+SAND+FAST

In der Gruppe LAVA+SAND+FAST brachen die Proben bei Werten zwischen 96760 und 1590772. Der Mittelwert war bei 657559 und es ergab sich eine Standardabweichung von ± 465452 und ein Medianwert von 506547.

5. Ergebnisse

Probennummer	Zyklenzahl bei Bruch	Anmerkungen
1	96790	
2	609884	344893 o. Ch.
3	684888	61388 o. Ch.
4	1590772	8585 o. Ch.
5	1188725	1109646 o. Ch.
6	333158	
7	353045	12573 o. Ch.
8	403210	

Tab. 16: Zyklenzahlen von LAVA+SAND+FAST

5.1.6 Darstellung im Boxplot-Diagramm

Im Folgenden sind eine Tabelle und ein Boxplot-Diagramm mit den verschiedenen Gruppen und den zugehörigen Werten. Beim Diagramm sind auf der X -Achse die Gruppen aufgetragen und die Y -Achse zeigt die Zyklenzahlen.

	Minimum	Maximum	Mittelwert	Medianwert	Standardabweichung
VM9+AS+SLOW	30421	1916028	830045	721819	± 667599
VM9+AS+FAST	2632	65017	32050	30100	± 19935
VM9+SAND+FAST	38723	307426	192643	184009	± 77953
LAVA+AS+FAST	2910	899315	374280	342040	± 285154
LAVA+SAND+FAST	96760	1590772	657559	506547	± 465452

Tab. 17: Zusammenfassende und vergleichende Darstellung der Zyklenzahlen

5. Ergebnisse

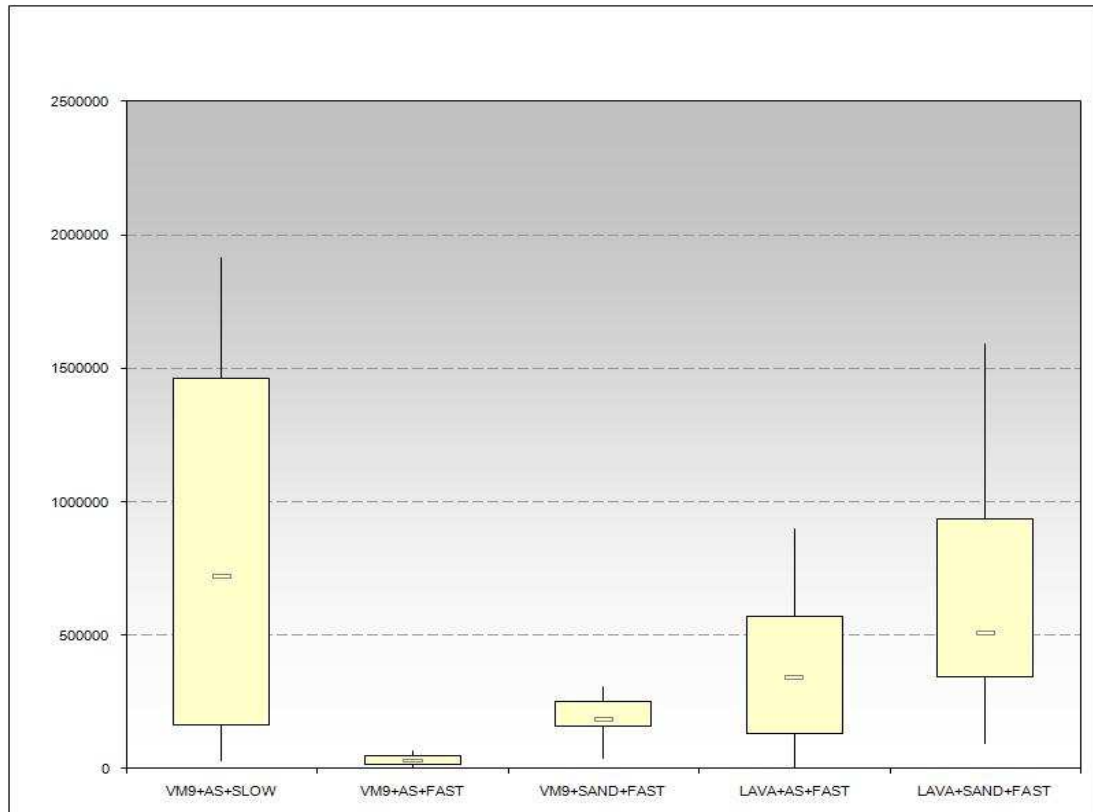


Abb.53: Darstellung im Boxplot-Diagramm

Betrachtet man die geringe Anzahl der Proben und berücksichtigt, dass keramische Werkstoffe eine asymmetrische Verteilung der Werte aufweisen, die durch die Anwendung des Mittelwertes, der Standardabweichung, etc. nur unzureichend beschrieben werden können, liefert uns die vorangehende Darstellung im Boxplot-Diagramm nur einen ersten vergleichenden Anhaltspunkt auf die Eigenschaften der verschiedenen Gruppen. Orientiert man sich dabei beim Festlegen der Zyklenzahlen an den Mittelwerten und will so eine Rangfolge der Gruppen erstellen, so steht an deren Spitze mit einem Mittelwert von 830045 und einem Maximalwert von 1916028 die Gruppe VM9+AS+SLOW, gefolgt von der Gruppe LAVA+SAND+FAST mit einem

5. Ergebnisse

Mittelwert von 657559, der Gruppe LAVA+AS+FAST mit einem Mittelwert von 374280 und der Gruppe VM9+SAND+FAST mit einem Mittelwert von 192643. Die niedrigsten Zyklenzahlen liefert die Gruppe VM9+AS+FAST. Mit einem absoluten Minimum von 2632 und einem Mittelwert von 32050 bilden sie bei den Zyklenzahlen das Schlusslicht.

Aber gleichzeitig liefert die Gruppe VM9+AS+SLOW auch die größte Streubreite bei ihren Ergebnissen mit einer Standardabweichung von ± 667599 vom Mittelwert. Am dichtesten zusammen liegen die Ergebnisse hier im Gegenzug bei der Gruppe VM9+AS+FAST mit einer Standardabweichung von ± 19935 .

5.2 Überprüfung der Hypothese 1:

“Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den beiden verwendeten Verblendkeramiken aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik.”

Diese erste Hypothese konnte bestätigt werden. So konnte bei der vergleichenden Darstellung der VM9+AS+FAST und LAVA+AS+FAST Gruppen, sowie der VM9+SAND+FAST und LAVA+SAND+FAST Gruppen signifikante Unterschiede der Beständigkeit anhand der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven für die Testgruppen ermittelt werden (Abb. 54 und Abb. 55). Die Weibull-Dauerbelastbarkeiten wurden verglichen auf Überlappen der beidseitigen Koinfidenzintervalle auf einem 90-%-Signifikanzniveau bei einer Frakturnrate von 63,2%, um festzustellen, ob die Datensätze unterschiedlich waren. Bei der sehr starken Streuung des Lebensdauermerkmals bei niedrigen Werten erkennt man schnell, dass es Sinn macht, die so genannte charakteristische Lebensdauer T anzugeben, bei der 63.2% der Testkronen ausgefallen sind. Sie ist mit der entsprechenden Lotlinie im Diagramm angegeben. Gegenüberstehend waren hier T -Werte von ca. 33000 und 370000, sowie 220000 und 775000.

5. Ergebnisse

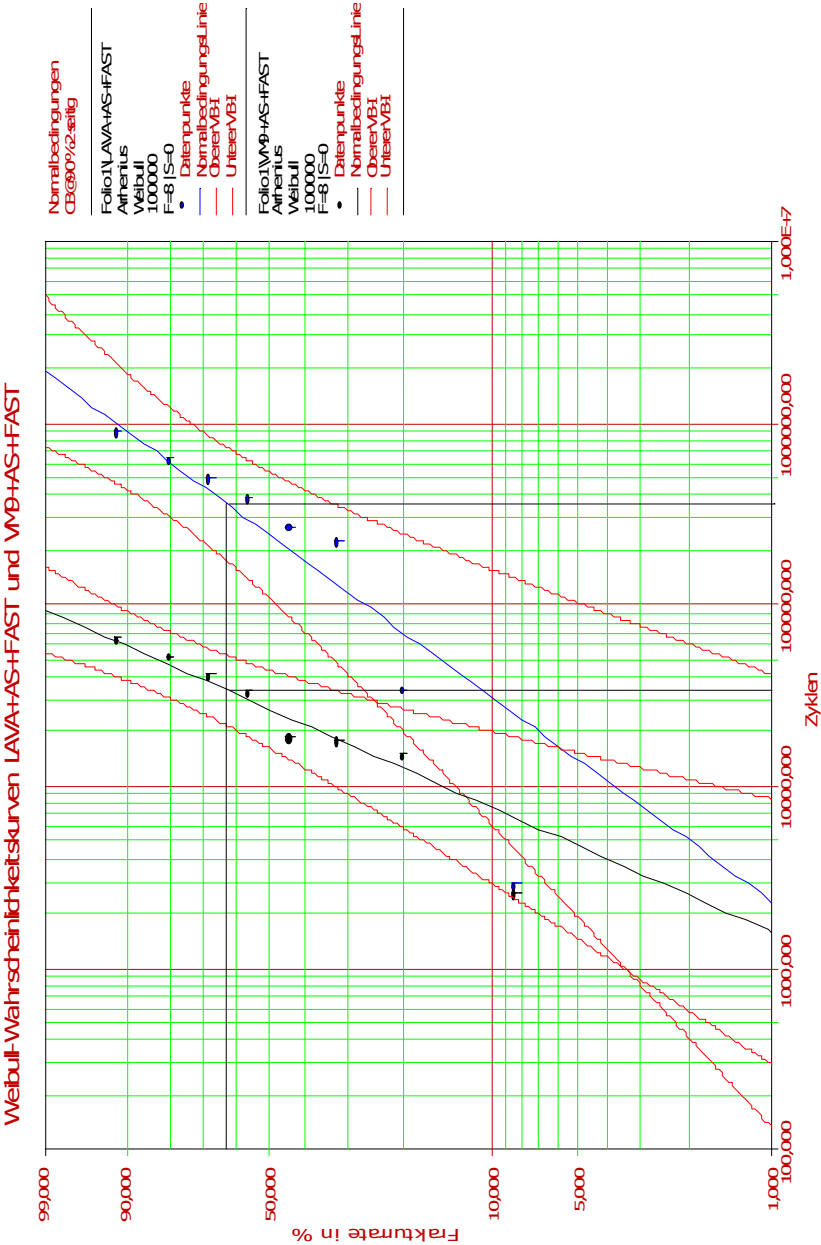


Abb. 54: Vergleichende Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven von LAVA+AS+FAST und VM9+AS+FAST.

5. Ergebnisse

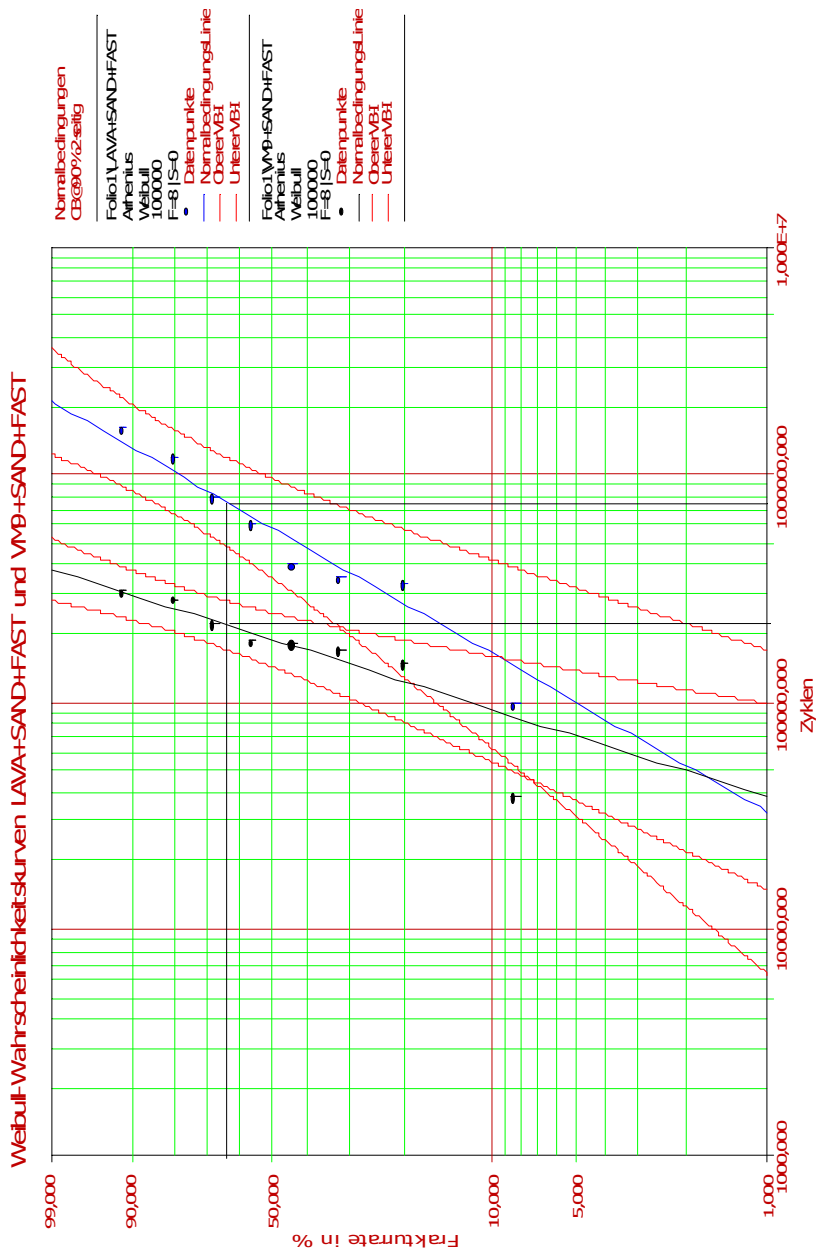


Abb. 55: Vergleichende Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven von LAVA+SAND+FAST und VM9+SAND+FAST.

5.3 Überprüfung der Hypothese 2:

“Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den Gruppen die ohne vorheriges Korundstrahlen der Gerüstkeramik verarbeitet werden und den Gruppen bei denen die Gerüstkeramik durch Korundstrahlen vor der Verblendung behandelt werden.”

Die zweite Hypothese konnte teilweise bestätigt werden. So konnte zwischen den Experimentalgruppen VM9+AS+FAST und VM9+SAND+FAST ein signifikanter Unterschied mittels der vergleichenden Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven nachgewiesen werden (Abb. 56). Die charakteristische Lebensdauer T bei VM9+AS+FAST liegt bei einer Zyklenzahl von ca. 33000 Zyklen, die charakteristische Lebensdauer von VM9+SAND+FAST bei ca. 220000 Zyklen.

Die vergleichende Darstellung der Gruppen LAVA+AS+FAST und LAVA+SAND+FAST zeigt ebenfalls Unterschiede, jedoch kommt es zu einem Überlappen der Vertrauensbereiche (Abb. 57). Die charakteristische Lebensdauer liegt hier bei ca. 775000 für LAVA+SAND+FAST und ca. 370000 für LAVA+AS+FAST.

5. Ergebnisse

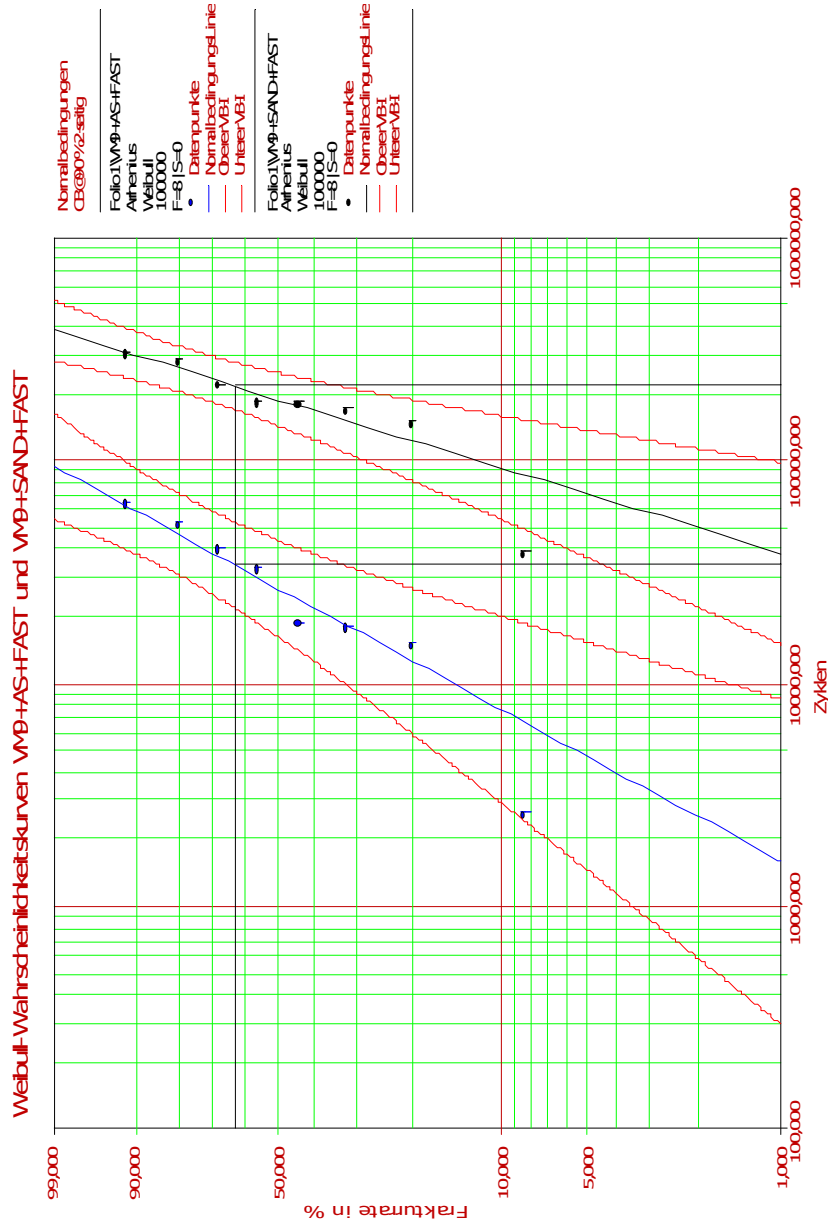


Abb. 56: Vergleichende Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven von VM9+AS+FAST und VM9+SAND+FAST.

5. Ergebnisse

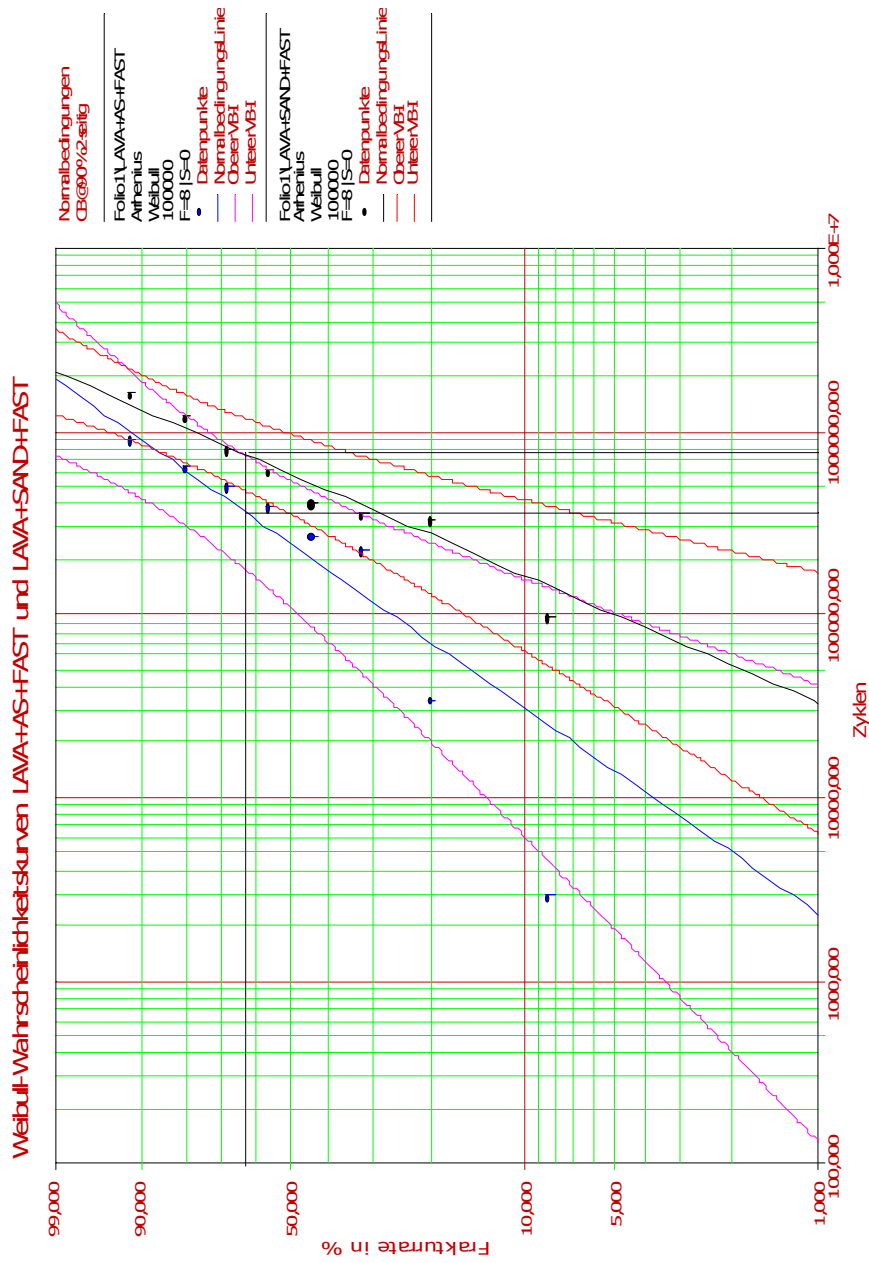


Abb. 57: Vergleichende Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven von LAVA+AS+FAST und LAVA+SAND+FAST.

5.4 Überprüfung der Hypothese 3:

“Es bestehen signifikante Unterschiede in der Beständigkeit zwischen den Gruppen die einem langsamen Abkühlungsprozess und den Gruppen die einem schnellen Abkühlungsprozess unterzogen werden.”

Auch diese dritte Hypothese konnte bestätigt werden. So konnte zwischen den beiden Gruppen VM9+AS+SLOW und VM9+AS+FAST ein signifikanter Unterschied der Beständigkeit mittels der vergleichenden Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven für die beiden Testgruppen ermittelt werden (Abb. 58). Die charakteristische Lebensdauer T bei VM9+AS+SLOW liegt bei einer Zyklenzahl von ca. 825000 Zyklen, die charakteristische Lebensdauer von VM9+AS+FAST bei ca. 33000 Zyklen.

5. Ergebnisse

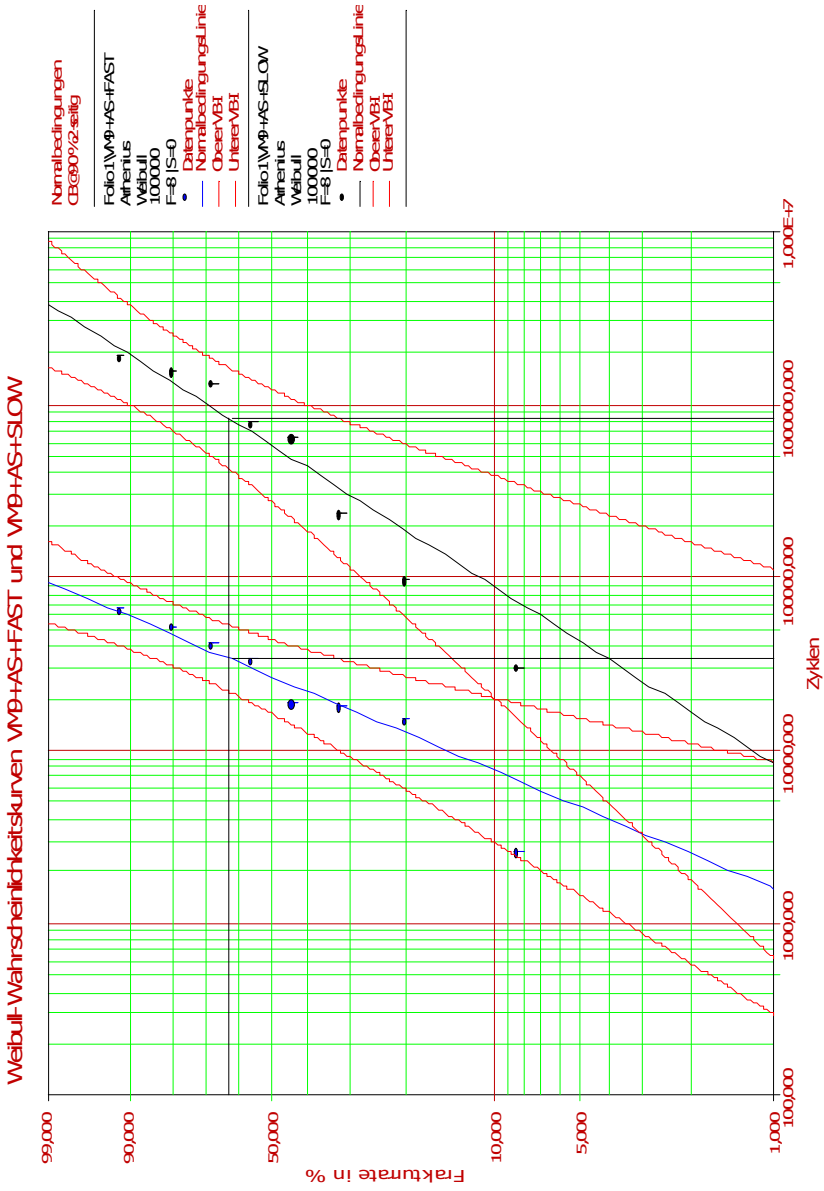


Abb. 58: Vergleichende Darstellung der Weibull-Wahrscheinlichkeitskurven von VM9+AS+FAST und VM9+AS+SLOW.

6. Diskussion

6.1. Material und Methode

6.1.1 Herstellung und Vorbereitung der Testkronen

Bei der Untersuchung wurden insgesamt 40 Kronen, hergestellt als Gerüstkeramik-Verblenkeramik-Verbundsystem, bis zum Bruch belastet. Als Gerüstkeramik wurde die VITA In-Ceram YZ Keramik verwendet. Die Proben unterschieden sich einerseits hinsichtlich der verwendeten Verblendkeramiken (VM9 und Lava Ceram) und andererseits hinsichtlich der Verarbeitung: Korundstrahlen der Gerüstkeramik vor dem Verblenden, unterschiedliche Abkühlungsdauern nach dem Sintervorgang der Verblendkeramiken. Jeweils 8 Proben ergaben eine Gruppe, sodass 5 Gruppen (3 Gruppen VM9, 2 Gruppen Lava Ceram) auf den Einfluss dieser Kriterien auf die Langzeitfestigkeit im Kausimulator getestet wurden.

Die Bruchfestigkeit von keramischen Materialien ist direkt auf ihre Homogenität zurückzuführen. Da die Kronengerüste aus industriell hergestellten VITA In-Ceram YZ Blöcken gefräst wurden, ist von einer ausreichend hohen Homogenität der Gerüste auszugehen, die Verblendkeramiken wurden auf diese Gerüste geschichtet. Zirkoniumoxidkeramik scheint das Material der Wahl für eine vollkeramische Zahnersatzversorgung im stark belasteten Seitenzahnbereich zu sein. Keine andere Keramik erreicht so hohe Festigkeitswerte, besitzt eine starke Risszähigkeit und hat somit eine so gute Dauerfestigkeit (Christel et al., 1989; Tinschert et al., 2000). Das Kerngerüst kann sehr grazil gestaltet werden und es ist ein Zahnhartsubstanzauftrag, ähnlich der metallkeramischen Versorgungen, notwendig. Die Biokompatibilität und die gute Mundbeständigkeit, sowie eine niedrige Temperaturleitfähigkeit und Plaqueanlagerung sprechen außerdem für die dicht gesinterte

polykristalline Oxidkeramik. Somit wurde es auch in dieser Studie als Gerüstkeramik verwendet und laut Hersteller hält die VITA In-Ceram YZ Gerüstkeramik Belastungen von 900MPa aus.

Durch geeignete Verblendkeramiken und Färben des opaken Kerngerüsts, lässt sich eine individuelle und natürliche Ästhetik erreichen, die, bedingt durch die annähernd zahnfarbene Basis, mit metallgestützten Verblendkronen nicht in dem Maße erzielt werden kann. Mit den industriell gefertigten Rohlingen ist eine immer gleichbleibend hohe Qualität gegeben. Das Problem der erschwerten Bearbeitung von Zirkoniumoxidkeramiken scheint durch CAD/CAM-Systeme mittlerweile gelöst. Unter Berücksichtigung der vorgegebenen Präparationsempfehlungen ist die Passung der gefrästen Keramikgerüste sehr gut. Ausreichende Studien über die Langzeiterfahrung mit dem relativ neuen Material Zirkoniumoxid in der Zahnmedizin gibt es aber noch nicht. Veröffentlichte Untersuchungen in der Literatur zeigen aber sehr erfolgsversprechende Ergebnisse.

Die keramischen Verblendmassen, welche ästhetischen und funktionellen Ansprüchen gerecht werden sollen, sind seit der Erfindung der Jacketkronen stetig weiterentwickelt worden. Nach einer aktuellen Studie (Sailer et al., 2007) liegt die Versagensrate der Verblendungen bei Vollkeramiksystemen nach einem Zeitraum von 5 Jahren bei 13,6%. Verschiedene Gründe können dafür genannt werden. Neben Fehlindikationen sind vor allem Schwächen der Materialien, wie geringe Bruchfestigkeit und geringe Zugfestigkeit der Verblendkeramik, dafür verantwortlich. Weiterhin ist das unterkritische Risswachstum bei der Alterung zu erwähnen. Auch der Verbundzone muss Aufmerksamkeit entgegengebracht werden. Ein Versagen der Verblendkeramik durch Abplatzen und/oder Ablösung wird häufig mit der geringen Verbundfestigkeit zwischen Gerüst und Verblendung in Verbindung gebracht (Aboushelib et al., 2005). Mikrostrukturelle Defekte in der Verbundzone

zwischen Verblendung und Gerüst, die vor allem bei der Schichttechnik auftreten, werden als mögliche Erklärungen für Ablösungen genannt (Aboushelib et al., 2006; Dundar et al., 2006; Luthardt et al., 1999). Derzeit geht man von verschiedenen Mechanismen des Haftverbundes aus. Dabei fällt der Idee des chemischen Verbundes eine entscheidende Position zu, wobei es bisher noch keinen direkten Nachweis eines solchen Verbundes gibt. Durch Überlegungen zur Optimierung des Haftverbundes soll sich dieser Thematik genähert werden. Eine gezielte Veränderung der Oberflächenstruktur des Gerüstwerkstoffes soll eine Einflussnahme auf den Haftverbund bewirken. Zur Oberflächenbearbeitung stehen verschiedene Möglichkeiten zur Auswahl. Zum einen die Konditionierung mit oberflächenaktiven Substanzen, z.B. Säurebehandlung, des Weiteren das Beschleifen mittels rotierender Instrumente und die Behandlung durch Abstrahlen. Bei der Betrachtung der Zusammensetzung des Strahlgutes, welches für den Versuch benützt worden ist, ist festzustellen, dass es sich um Metalloxide handelt. Bei Verblendung von Metallgerüsten mit Verblendkeramiken kommt eben jenen Metalloxiden eine besondere Bedeutung zu. So wird dort von einem direkten chemischen Verbund der Metalloxide auf der Oberfläche des Gerüstes mit den Metalloxiden als Bestandteil der Verblendkeramik ausgegangen. Somit ist die Oberflächenbehandlung mittels Abstrahlen die einzige Möglichkeit genau diese Metalloxide als zusätzliche Haftoxide in die Oberfläche der Gerüstkeramik zu impaktieren und damit Andockstellen für die Metalloxide der Verblendkeramik zu bilden. Mit der Säuberung und dem einseitigen Sandstrahlen wurden 16 der 40 Keramik-Prüfkörper für die Verblendung vorbereitet (Abkürzung SAND). In der Literatur wird beschrieben, dass das Abstrahlen mit Aluminiumoxid einen positiven Effekt auf die Festigkeit von Y-TZP-Keramiken hat (Kosmac et al., 1999; Guazzato et al., 2005). Zum anderen wird aber auch eine Schwächung der Keramik diskutiert (Zhang et al., 2004). Eine Begründung hierfür ist, dass es

durch das Korundstrahlen zu einer Impaktierung von Aluminiumoxidpartikeln in die Oberfläche kommt und eine Rissbildung auftreten kann. Da gleichzeitig die oberflächliche tetragonale Form teilweise in die monokline Form umgewandelt werden kann (Deville et al., 2006; Mitra et al., 1993; Rothbrust et al., 2006), können sich zwei negative Effekte ergeben, Rissbildung sowie weniger tetragonale Kristallstrukturen. Die Langzeitfestigkeit würde somit also abnehmen und es würde nur anfänglich eine Festigkeitssteigerung vorgetäuscht, die durch eine erhöhte Druckspannung durch den niedrigeren WAK des Aluminiumoxids und der monoklinen Phase bedingt ist.

Das Anmischen und Auftragen der jeweiligen Verblendmassen erfolgte nach der Schlickertechnik. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Keramikmassen durch Vibration und Flüssigkeitsentzug gut verdichtet wurden, um so wenig Einschlüsse wie möglich und eine optimale Benetzung des Gerüsts zu erhalten. Je besser der Kontakt der Verblendung zum Gerüst ist, desto weniger Bruchstellen sind in der Belastungsphase vorhanden und umso stabiler ist die Haftung. Aber auch das Auftragen der Verblendmassen per Hand bringt Nachteile mit sich. Eine Studie stellte fest, dass durch Überpressen von Zirkoniumdioxidgerüsten (anstelle der Handschichtung) mit spezieller Verblendkeramik das Chippingphänomen unterbunden werden konnte. Im Verlauf von 3 Jahren ging eine von 21 eingesetzten Brücken durch Fraktur des Brückengerüsts verloren (Beuer, Edelhoff, et al., 2009). Auch eine weitere Studie (Beuer et al., 2009) verglich zwei mit verschiedenen Verblendtechniken hergestellte Kronentypen mit einer durch eine neue CAD/CAM Aufsintertechnik hergestellten Kronenform. Das Ergebnis zeigte, dass sich die höhere Biegefestigkeit der Aufsinterkeramik von 360 MPa eindeutig in den signifikant höheren Belastungswerten der Proben widerspiegelte. Andererseits lieferte eine andere Studie (Guess et al., 2009) andere Ergebnisse, dass das Aufpressen der Verblendkeramik die Dauerbelastbarkeit nicht erhöhte. Jedoch wird der

Sinterprozess für geschichtete Verblendkeramiken als techniksensitiver beschrieben und ist aufgrund mehrfacher Schicht- und Brennvorgänge im Vergleich zur Aufpresstechnik einer höheren Variabilität ausgesetzt, währenddessen das Aufpressen ein kontrollierbares Verfahren darstellt, bei dem deutlich weniger Fehler im Gefüge erwartet werden.

Die Verblendungen wurden nach Herstellerangaben auf die Gerüste gebrannt, damit die Verblendmasse optimal auf das Zirkoniumoxid aufschumpft. Swain wies darauf hin, dass die physikalischen und chemischen Eigenschaften der Verblendkeramik mit denen des zu verblendenden Gerüsts in Einklang stehen müssen, um Misserfolge wie Chipping verhindern zu können (Swain, 2009). Eine anatoforme Unterstützungsgeometrie des Gerüsts für die Verblendkeramik wird jedoch zusätzlich empfohlen um eine gleichbleibend dünne Verblendung zu erzielen, welche die Bruchfestigkeit positiv beeinflusst (White et al., 2005). Andererseits müssen somit die Wärmeausdehnungskoeffizienten aller Materialien gut aufeinander abgestimmt sein (Kappert, Krah, 2001), sonst kommt es während der Abkühlphase zu starken inneren Residualspannungen (Aboushelib et al., 2005; De Kler et al., 2007; Fischer et al., 2007), die zum Abplatzen der Verblendung führen können. Optimal ist es, wenn die Verblendkeramik einen etwas kleineren WAK-Wert als der Gerüstwerkstoff aufweist. Aufgrund des Haftverbundes muss die Verblendkeramik dem thermischen Verhalten des Gerüstwerkstoffes folgen. Bei Abkühlung wird die Keramik somit unter leichte tangentielle Druckspannung gesetzt. Die in dieser Studie verwendeten Verblendkeramiken verfügten über eine unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ. Die auf die Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ abgestimmte Verblendkeramik VM9 weist dabei eine größere Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik auf als die Lava Ceram Verblendkeramik. Da der WAK der Verblendkeramik VM9 vom WAK des

In-Ceram YZ Zirkoniumdioxids eine höhere Differenz aufweist, könnte man auf ein vermehrtes Chipping der Verblendkeramik schließen. Denn eine zu große Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten führt zu Verspannungen innerhalb der Verblendkeramik, welche zum Abplatzen dieser führen könnte. Andererseits könnte man auch vermuten, dass die vom Hersteller auf die Gerüstkeramik abgestimmte Verblendkeramik bessere Dauerbelastungsergebnisse liefert. Beim Vergleich beider Verblendkeramiken fällt weiterhin auf, dass Lava Ceram nach Herstellerangaben bei einer niedrigeren Starttemperatur, mit einer niedrigeren Aufheizrate und somit auch mit einer niedrigeren Endtemperatur als VITA VM9 gesintert wird (Tab. 11). Eventuell verursacht auch die höhere Sintertemperatur mehr Spannungen in der VITA VM9 Verblendkeramik.

Die Gruppen wurden in gleicher Art und Weise unter Schichtung einer Dentin- und Schmelzschicht nach Herstellerangaben gebrannt, da auch eine höhere Anzahl von Bränden und eine veränderte Temperaturführung den Haftverbund schwächen können. Der Grund hierfür ist eine Veränderung des Verhältnisses zwischen Glas- und Kristallphase in der Keramik und eine so zustandekommende Erhöhung des WAKs. Die Brandführung erfolgte nach Herstellerangaben in digital gesteuerten Öfen. Auch hier kann es offenbedingt zu Unregelmäßigkeiten kommen. Zur Diskussion steht hier zum einen die Frage nach der tatsächlichen Temperatur. Eine Abweichung von $\pm 10\text{ }^{\circ}\text{C}$ von der eingestellten Temperatur ist als normal anzusehen. Zum anderen ist die Temperaturführung näher zu betrachten. Hier können Abweichungen von der Herstellerangabe in der Temperatur und Dauer der Aufheizrate auftreten. Des Weiteren kann es zu einem Überschießen der Temperatur zum Ende der Aufheizphase und somit zu einer abweichenden Dauer des Verbleibs der Prüfkörper auf der Soll-Temperatur kommen. Außerdem spielt die Positionierung des Werkstücks im Ofen eine Rolle, da es auch hier zu

unterschiedlichen Temperaturen innerhalb der Brennkammer kommen kann. Desweiteren spielt bei dem Sinterungsvorgang der Verblendkeramik die Dauer des Abkühlungsprozesses eine entscheidende Rolle bei der Bruchfestigkeit. Zu kurze Abkühlungsprozesse können zu Spannungen in der Keramik führen. Ein Teil der Probenkronen wurde nach dem letzten Brand unmittelbar abgekühlt (Abkürzung: FAST), indem die Ofentür direkt geöffnet wurde und die Proben unter Kontakt mit der Umgebungsluft ($\sim 23^{\circ}\text{C}$) schnell abkühlten.

Ein weitere wichtige Voraussetzung für die Proben war eine ausreichende gleichmäßige Schichtstärke der Keramiken, die bei den Probenkronen mit einer Stärke der Gerüstkeramik von 0,7mm und abschließenden Stärke von 2,1mm an den Höckern bzw. 1,7mm vestibulär erreicht wurde. Somit wurde eine Relation von Gerüstkeramik zu Verblendkeramik von 0,5 erreicht. Die Materialstärken wurden vor dem letzten Brand überprüft und nach Bedarf mit Finierdiamanten auf die gewünschte Stärke reduziert. Dabei ist es jedoch nicht möglich 100% identische Proben zu erhalten. Desweiteren kann es auch durch die Bearbeitung zu minimalen Rissen und Defekten im Gefüge kommen (Iseri et al., 2010; Kosmac et al., 1999).

Andererseits wurde aber auch in anderen Studien beobachtet, dass eine zu dicke basale Verblendung des Verbinders bei Brücken sich negativ auf die Bruchfestigkeit der Gesamtkonstruktionen auswirkt (Beuer et al., 2004), und so resultiert hieraus eine anatoforme Gestaltung von vollkeramischen Gerüsten um eine Verblendung mit zirkulär gleicher Dicke gewährleisten zu können. Somit wurde in dieser Studie eine anatoforme und in etwa gleich bleibend dicke Verblendschicht aufgetragen.

In weiteren Studien wurden metallkeramische Verblendkronen mit vollkeramischen Verblendkronen verglichen (Shirakura et al., 2009) und es wurde festgestellt, dass die Verblenddicke bei metallkeramischen Versorgung bei zunehmender Dicke der Verblendung eher negative Auswirkungen hatte als

bei vollkeramischen Proben (Shirakura et al., 2009). Jedoch stellten andere Studien fest, dass sich eine zu dicke basale Verblendung negativ auf die Bruchfestigkeit einer vollkeramischen Restauration auswirken kann (Beuer et al., 2004).

Alle Kronen wurden auf in Wasser gealterten Komposit-Stümpfen befestigt, sodass das Komposit vorher eine komplette Wasseraufnahme und Dimesionsänderung vollziehen konnte (hygroskopische Expansion). Das Komposit dient als Dentinanalogue, mit dentinähnlichem Elastizitätsmodul um somit eine zu starre Lagerung der Testkronen zu vermeiden. Es handelt sich trotzdem nur um eine Annäherung an die klinische Situation, da z. B. Faktoren wie der Zahnhalteapparat unberücksichtigt bleiben. Andere Studien verwendeten andere Pfeilerlagerungen um die klinische Situation zu imitieren. Da eine starre Pfeilerlagerung durch das zu große E-Modul des Modellwerkstoffes verfälschte Bruchfestigkeiten liefert (Schwerrrer, de Rijk, 1993), wurden in anderen Studien Prüfmodelle mit resilienten Stümpfen mit einer 750 µm dicken Polyätherabformmaterialummantelung angefertigt (Scharnagel, 1998). In unterschiedlichen Versuchen, wurde (Kern et al., 1994; Kappert, Knode, 1990; Grebe, 1993; Pauli, 1996) bewiesen, dass Brücken aus In-Ceram bei beweglicher Lagerung deutlich niedrigere Bruchfestigkeitswerte aufwiesen, als bei starrer Lagerung. Jedoch wird auch bei diesen Modellen die Abhängigkeit der Zahnbeweglichkeit von der Tageszeit, dem Patientenalter, Parodontiengröße und Wurzelzahl, Ort, Richtung und Geschwindigkeit der Krafteinleitung, dem Messverfahren und einigen anderen Faktoren außer Acht gelassen (Hofmann, 1967; Mühlemann, 1967; Schnell, Greif, 1974). Trotz alledem, ist eine resiliente Prüfkörperlagerung als Testumgebung aufgrund der vereinfachten Nachahmung der physiologischen Situation und den daraus resultierenden niedrigeren Festigkeitswerten für vollkeramische Restaurationen zu empfehlen. Somit können immer komplexere In-vitro-

Simulationsumgebungen Aufschluss über das klinische Verhalten zahnärztlicher Restaurationen geben. Kelly verlangte schon 1999, dass die Testbedingungen solange verbessert werden müssten, bis die In-vitro-Versagensmuster mit den klinischen Studien übereinstimmen (Kelly, 1999; Lambrechts et al., 2006). Dies ist jedoch sehr aufwendig.

Die Proben wurden vor und während des Kausimulationstests in destilliertem Wasser als Speichelersatzlösung belassen und somit wurde die Tatsache, dass sich die Bruchfestigkeit von Keramik durch Lagerung in Wasser verringert, bei der Durchführung der Bruchtests mit berücksichtigt. Viele Materialien gehen Wechselwirkungen mit Wassermolekülen ein. Einige verändern sogar ihre Dimension durch Wassereinlagerung (Edelhoff, Ozcan, 2007). Deshalb sollte das Lagerungsmilieu den Begebenheiten des Mundes, mit Speichel, Plaque und dem „acquired pellicle“ entsprechen. Dabei sind die chemischen Eigenschaften wichtiger als die Konsistenz. Den größten Einfluss, scheint der pH-Wert zu besitzen (Shabanian, Richards, 2002). Auch wird eine wässrige 1-mMolNaCl-Lösung diskutiert, da sie den Friktionseffekten von künstlichem Speichel während der Mastikation ebenbürtig ist (Douglas et al., 1985). Auch Enzyme besitzen wie Säuren das Potential Proben bei in-vitro-Tests zu schwächen (de Gee et al., 1996). Alle Studien sind sich einig, dass die Anwesenheit von Wassermolekülen die Stabilität von keramischen Werkstoffen negativ beeinflusst. Doch eine weitere Studie konnte die Hypothese bestätigen, dass auch eine einjährige Wasserlagerung die Retentionskraft von zementierten und adhäsiv befestigten Zirkoniumdioxid Kronen nicht signifikant beeinflusst (Ernst et al., 2007). Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken ist in der ISO-Norm 6872 mit einem Maximalwert von 100 µg/cm² festgelegt, doch die meisten Keramiken unterschreiten diesen Wert um mehr als 30 %. Trotzdem ist bekannt, dass bereits der Einfluss von Wasserdampf ausreicht, um die Festigkeit von Keramiken herabzusetzen (Wiederhorn, 1968; Wiederhorn,

1972). Keramiken sind dafür bekannt, dass sie sehr anfällig für unterkritisches Risswachstum sind, somit beschleunigt das feuchte, warme und korrosive Mundmilieu das Risswachstum zusätzlich (Wiederhorn, 1968). Die verantwortlichen Effekte sind die Spannungsrisskorrosion und der Rebinder-Effekt. Letzterer besagt, dass oberflächenaktive Flüssigkeiten die mechanische Festigkeit von Festkörpern herabsetzen können. Die in Mikrorisse eindringenden Flüssigkeiten erzeugen einen nach innen gerichteten Druck, der zur Vergrößerung bestehender Risse beiträgt. Bei der Spannungsrisskorrosion wird die für das Risswachstum notwendige Energie durch Anlagerung und Wechselwirkung von Wassermolekülen mit der vorgeschädigten Kristallstruktur herabgesetzt (Ritter, Laporte, 1972). Dieser Korrosionseffekt tritt verstärkt bei mechanischer Belastung auf (Drummond, 2003). Zirkoniumdioxid unterliegt im wässrigen Milieu einem weiteren Effekt: Der Degradation durch das Füllen von Sauerstoffleerstellen im Kristallgitter durch Hydroxylionen, bei welcher es zur verstärkten Umwandlung der tetragonalen in die monokline Kristallphase kommt. Dies führt vermutlich durch Volumenvergrößerung zu Mikrorissbildungen im Keramikgefüge. Der exakte Ablauf der Reaktion ist jedoch noch nicht abschließend geklärt (Guo, 2004; Lange, 1986; Magne et al., 1999; Yoshimura et al., 1987). Fraglich ist jedoch, ob das in dieser Studie verwendete Wasser allein der Simulation des Mundmilieus gerecht werden kann, wenn man Enzyme und Plaque einfach vernachlässigt, obwohl sie nachweisbar einen korrosiven Einfluss haben (Lambrechts et al., 2006).

6.1.2 In-vitro-Untersuchung

Zur präklinischen Bewertung von Dentalmaterialien werden in der Zahnheilkunde In-vitro-Versuche durchgeführt. Für den Einsatz im Front- und Seitenzahnbereich wird vollkeramischer Einzel- wie auch Brückenzahnersatz

mit Hilfe von Belastbarkeitstests untersucht. Die Festigkeit spielt eine entscheidende Rolle für den klinischen Erfolg der Versorgung. Nur wenn diese Tests sehr praxisnah sind, können die Ergebnisse auf die klinische Situation übertragen werden. Trotzdem muss man beachten, dass alle Tests nur eine Annäherung an die wahren klinischen Gegebenheiten sind. Die Resultate der Untersuchungen sollten reproduzierbar und untereinander vergleichbar sein. Da die verschiedenen In-vitro-Untersuchungen zur Prüfung von Keramik-Prüfkörpern in ihrem Versuchsaufbau variieren, ist es aber kaum möglich diese Ergebnisse exakt miteinander zu vergleichen.

Bei Studien mit genormten Prüfkörpern zur Ermittlung der werkstoffspezifischen Kennwerte, ist auch eine Übereinstimmung der Prüfkörper zu 100 % notwendig. Da In-vitro-Untersuchungen immer eine Simulation der oralen Begebenheiten sind und die Prüfkörper von Hand gefertigt werden müssen, hängt die Aussagekraft der Untersuchung von der Form und Abmessung der Restaurationen und deren Übereinstimmungen untereinander ab. Da auch bei größter Sorgfalt eine 100 %ige Übereinstimmung der Restaurationen nicht eingehalten werden kann, ist die Wertung der Ergebnisse dieser Studien und deren Vergleich kritisch zu betrachten. Im Praxisalltag werden die Eigenschaften laborgefertigter Restaurationen maßgeblich von der Art der Herstellung, der Sorgfalt und des Wissens des Zahntechnikers beeinflusst. Auch die niedrige Anzahl der Testkronen in dieser Studie muss kritisch betrachtet werden.

Da jedoch In-vitro-Versuchsreihen strategisch aufgebaut werden können, besteht die Möglichkeit das Verhalten der Werkstoffe bei bestimmten vorher festgelegten Parametern zu testen. Dieses Verfahren ist bei In-vivo-Untersuchungen ausschließlich über die Auswahl der Patienten möglich. Dies ist jedoch eine rein subjektive Vorgehensweise und daher behandlerabhängig. Insofern sind die Vorteile der In-vitro-Untersuchung die niedrigen Kosten, die

leichte Reproduzierbarkeit und Nachvollziehbarkeit, die exakte Festlegung von Parametern und die zeitsparende Simulation der Tragedauer. Die zentralen Parameter sind die Anwesenheit von Speichel, die zyklischen Kaubelastungen und möglichen Temperaturunterschiede, die in der Mundhöhle auftreten (DeLong, Douglas, 1983; Kelly, 1999; Krejci et al., 1990).

Auch wenn in der heutigen Zeit die Möglichkeiten von Computersimulationen und Finiteelementeanalysen bestehen, stellen In-vitro-Tests nur eine technisch realisierbare Annäherung an klinische Studien dar. Aufgrund dieser Schwierigkeit, haben sich nur einige fundamentale Grundlagen durchgesetzt, Normen sind aber nicht zu finden.

Die Proben dieser Studie wurden in den Kausimulator fest und ohne Spiel eingespannt. Die klinische Belastung stellt eine zyklische wiederkehrende, gering dimensionierte und langdauernde Größe dar. Dieser Situation versucht man sich bei zahnmedizinisch eingesetzten Materialien und Werkstoffen im sogenannten Kausimulator anzunähern. Dabei wurden die Proben im Kausimulator zyklisch mit einer Kaufrequenz von 1,2 Hz belastet. Temperaturwechsel wurden nicht vorgenommen. Literaturangaben zufolge entspricht diese künstliche Alterung bei einer Zyklusanzahl von 1,2 Millionen mal in-vivo etwa einer Tragedauer von 5 Jahren. Keramische Materialien weisen immer Substanz- und Oberflächendefekte auf, die bei unterkritischer Belastung zu Rissbildungen und deren Wachstum führen. Durch die Belastung der Proben im Kausimulator wird dieses Verhalten der Keramiken provoziert und mit in die Bruchlastergebnisse mit aufgenommen. In der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchung wurden die Proben keiner Vorlast ausgesetzt, wodurch sich die Aussagekraft des Ergebnisses rein auf die Materialeigenschaften beschränkt. Zahnärztliche Restaurationen sind wie natürliche Zähne ständigen Belastungen ausgesetzt. Es werden Werte mit bis zu 14.000 Kontakten pro Tag zwischen den Zahnreihen angegeben (Brewer, 1963). Diese Zahl bezieht sich auf

jeglichen Kontakt beim Sprechen, Essen, Leermastikation und Parafunktionen. Bei der Nahrungsaufnahme mit durchschnittlichen Maximalkräften von 150 – 665 N und Parafunktionen wie Bruxismus mit durchschnittlichen Maximalkräften bis zu 1.221 N, treten jedoch die höchsten Belastungen auf (Ferrario et al., 2004; Jent et al., 1979). Pro Minute werden im Schnitt 58 – 120 Kauzyklen beim Kauvorgang gemessen (Anderson, 1956; Bates et al., 1975). Nach Sagkaguchi et al. und Rosentritt et al. liegen die Kauzyklenzahlen zwischen 240.000 und 800.000 Zyklen pro Jahr. Diese periodisch auftretenden Kräfte, sind zwar nicht Auslöser für ein Versagen der Restaurationen, vermindern aber langfristig die mechanische Festigkeit. Mitverantwortlich ist die Zunahme des unterkritischen Risswachstums bei zyklischer Belastung (Grathwohl, 1988; Jung et al., 2000; Rauchs et al., 2001; Rosentritt et al., 2006; Sakaguchi et al., 1986). Itinoche et al. beobachteten schon nach 20.000 Belastungen mit 50 N einen Festigkeitsabfall um etwa 8 %, welcher aber statistisch nicht signifikant war ($p > 0.05$) (Itinoche et al., 2006). Um eine physiologische Krafteinleitung auf die Proben beim Kausimulatortest zu erreichen, wurde darauf geachtet, dass die Antagonisten gleichmäßig und voll auf den Proben aufliegen und das Gewicht ungehindert wirken konnte und dann eine Lateralbewegung der Proben unter den Antagonisten und somit die eigentliche Bewegung mit Verschleiß erfolgen konnte. Da dieser nur einen begrenzten Raum zur Selbstjustage zur Verfügung hat, war es bereits beim Einspannen der Probe in die Maschine wichtig, Prüfstempel und Probe in exakte Relation zueinander zu bringen. Dennoch kann durch diese Maßnahme keine Garantie dafür übernommen werden, dass sich der Prüfstempel auch wirklich ideal in die Okklusalebene eingegliedert hat und die zugeführte Kraft in eine reine Druckbelastung auf das Proben umgelegt hat. Mögliche aufgetretene Scherkräfte können die Festigkeitswerte nach unten hin verschoben haben. Als Kriterium für den Bruch wurde ein Abplatzen der Verblendkeramik festgelegt. Während der Kraftzuführung wurde die Probe

akustisch und visuell überprüft.

6.2 Ergebnisse

Das Ziel der Untersuchung lag darin, die Unterschiede in der Bruchfestigkeit zwei verschiedener Verblendkeramiken herauszufinden, die eine unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik aufweisen, und welcher Einfluss die unterschiedlichen Herstellungsvarianten auf die Bruchfestigkeit bewirken.

Wie schon bei der Ergebnisdarstellung in Kapitel 6 erkenntlich, ist der höchste erreichte Wert der 5 Gruppen der Gruppe VM9+AS+SLOW zuzuordnen, gefolgt von der korundgestrahlten Gruppe LAVA+SAND+FAST, gefolgt von der Gruppe LAVA+AS+FAST und der Gruppe VM9+SAND+FAST. Die niedrigsten Zyklenzahlen liefert die Gruppe VM9+AS+FAST. Oberflächliche Chippings vor der eigentlichen Fraktur traten bei allen Gruppen auf. Kritisch betrachtet, sind die Ergebnisse lediglich als Tendenz einzustufen. Der Grund dafür liegt in der Anzahl der Proben. Mit einer Anzahl von $n=8$ pro Gruppe ist die Stichprobenzahl für die einzelnen Messreihen als gering einzustufen. Hier sind weitere Untersuchungen nötig, um die Ergebnisse zu verifizieren.

6.2.1 Diskussion der Hypothese 1

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die Verblendkeramik Lava Ceram bei beiden Vergleichen (Abb. 54, Abb. 55, Seite 83-85) eine signifikant höhere charakteristische Lebensdauer im Verbund mit der Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ aufweist als die eigentlich auf die Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ abgestimmte Verblendkeramik VM9 von

VITA. Wie zuvor erwähnt, ist ein entscheidender Faktor für die Dauerbelastbarkeit von Vollkeramiksystemen, dass die Gerüstkeramik und die Verblendkeramik einen aufeinander abgestimmten Wärmeausdehnungskoeffizienten aufweisen. Optimal ist es, wenn die Verblendkeramik einen etwas kleineren WAK-Wert als der Gerüstwerkstoff aufweist. Aufgrund des Haftverbundes muss die Keramik dem thermischen Verhalten des Gerüstwerkstoffes folgen. Bei Abkühlung wird die Keramik somit unter leichte tangential Druckspannung gesetzt (Seite 43). Für Vollkeramik-Verbundsysteme wird wie bei metallkeramischen Verbundsystemen eine WAK-Differenz von 5-10% als günstig angesehen (Lenz et al., 2005; Ruess et al., 2004). Lava Ceram weist mit einem Wärmeausdehnungskoeffizienten von $9,6 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ eine geringere Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ auf mit $10,5 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$, als VITA VM9, dass einen Wärmeausdehnungskoeffizienten von $9,0 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ aufweist. Diese geringere Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz stellt sich in dieser Studie als positiv in Bezug auf die charakteristische Lebensdauer heraus. Die WAK-Differenz zwischen VITA VM9 und VITA In-Ceram YZ beträgt schon mehr als 10%, somit erhöhen sich die tangentialen Druckspannungen und erzeugen nahezu parallel zum Gerüst verlaufende Sprünge, die zu Abplatzungen führen können (Abb. 25).

Der Einfluss der im Vergleich etwas höheren Sintertemperaturen der VM9 Verblendkeramik und die eventuell damit auch höhere Anfälligkeit beim schnellen Abkühlungsprozess dieser Probenkronen wurde nicht untersucht und so kann dieser Einfluss nicht beurteilt werden. Andere Studien belegen jedoch auch, dass höhere Sintertemperaturen eine niedrigere Porenrate in der Keramik begünstigen (Cheung, Darvell, 2002).

Die gewonnenen Ergebnisse dieser Studie geben Anlass kritisch zu prüfen, ob wie von den Firmen angepriesen, die eigens speziell entwickelten und auf die

eigenen Gerüstkeramiken, die jeweils wirklich beste Dauerbelastbarkeit im Verbund mit den eigenen Gerüstkeramiken zeigen. Bezogen auf die Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ gibt es noch Verbesserungsbedarf in Hinsicht auf die Abstimmung der WAK-Differenz der Verblendkeramiken.

6.2.2 Diskussion der Hypothese 2

Es konnte kein negativer Effekt des Sandstrahlens der Gerüstkeramik vor der Verblendung auf die charakteristische Lebensdauer der Probenkronen nachgewiesen werden (Seite 86), vielmehr zeigten diese Probenkronen im ersten Vergleich (VM9+AS+FAST und VM9+SAND+FAST) signifikant höhere Dauerbelastbarkeiten (Abb. 56). Im zweiten Vergleich (LAVA+AS+FAST und LAVA+SAND+FAST) zeigten die vorher sandgestrahlten Probenkronen auch deutlich höhere Werte, es kam jedoch zum Überlappen der Vertrauensbereiche bei der Weibulldarstellung, sodass kein signifikanter Unterschied besteht (Abb. 57).

Das Strahlen mit Korund hat sich bei der Vorbereitung von Metallen vielseitig bewährt, so wurde dies auch sinnvollerweise auch auf Zirkonoxid übertragen. Unsere Ergebnisse bestätigen die Ergebnisse anderer Studien, dass die Biegefestigkeit dadurch gesteigert werden könnte (Kosmac et al., 1999; Guazzato et al., 2005). Mit der Säuberung und dem einseitigen Sandstrahlen wurden 16 der 40 Keramik-Prüfkörper für die Verblendung vorbereitet (Abkürzung SAND). Bei der Betrachtung der Zusammensetzung des Strahlgutes, welches für den Versuch benützt worden ist, ist festzustellen, dass es sich um Metalloxide handelt. Bei Verblendung von Metallgerüsten mit Verblendkeramiken kommt eben jenen Metalloxiden eine besondere Bedeutung zu. So wird dort von einem direkten chemischen Verbund der Metalloxide auf der Oberfläche des Gerüsts mit den Metalloxiden als Bestandteil der Verblendkeramik ausgegangen. Somit ist die Oberflächenbehandlung mittels

Abstrahlen die einzige Möglichkeit genau diese Metalloxide als zusätzliche Haftoxide in die Oberfläche der Gerüstkeramik zu impaktieren und damit Andockstellen für die Metalloxide der Verblendkeramik zu bilden.

Die Ergebnisse der zuvor erwähnten anderen Studien, dass durch das Sandstrahlen die Langzeitfestigkeit reduziert wird (Zhang et al., 2004) konnte nicht bestätigt werden. Unsere Ergebnisse widersprechen den Erklärungen, dass es durch das Korundstrahlen zu einer Impaktierung von Aluminiumoxidpartikeln in die Oberfläche kommen und eine Rissbildung auftreten kann und gleichzeitig die oberflächliche tetragonale Form teilweise in die monokline Form umgewandelt werden kann (Deville et al., 2006; Mitra et al., 1993; Rothbrust et al., 2006). Dadurch wurde weiter angenommen dass sich zwei negative Effekte ergeben können, Rissbildung sowie weniger tetragonale Kristallstrukturen. Die Langzeitfestigkeit würde somit also abnehmen und es würde nur anfänglich eine Festigkeitssteigerung vorgetäuscht, die durch eine erhöhte Druckspannung durch den niedrigeren WAK des Aluminiumoxids und der monoklinen Phase bedingt ist.

6.2.3 Diskussion der Hypothese 3

Die Ergebnisse unserer Studie bestätigen auch diese Hypothese, die Werte für die Gruppe die eine schnelle Abkühlung nach dem Sintern erfuhr (VITA+AS+FAST) waren signifikant niedriger als die Werte der Gruppe die einen langsamen Sinterprozess durchliefen (VITA+AS+SLOW). Dieser Vergleich der Werte war der deutlichste in dieser Studie und belegt damit die Wichtigkeit eines langsamen Abkühlungsprozesses nach dem Sintern.

Genauso wie beim Aufheizen, wo die Verblendkeramik schneller erwärmt wird als das Gerüst, da ZrO_2 ein extrem schlechter Wärmeleiter ist und deshalb mit einer langsamen Steigrate aufgeheizt werden muss, findet beim Abkühlen ein Umkehrprozess des Aufheizens statt. Die Verblendkeramik kühlt schneller ab

als das Gerüst. Durch eine zu schnelle Abkühlung, in Verbindung mit einer zu dicken Verblendkeramiksicht, kommt es zu einem Aufbau von Zugspannungen neben Druckspannungen innerhalb der Verblendkeramik. Zugspannungen werden von keramischen Massen nicht toleriert. Es kann zu einer erhöhten Frakturanfälligkeit kommen. Auch andere Studien zeigten zuvor, dass die Verblendkeramiken einen langsamen Abkühlungsprozess durchlaufen müssen (Guazzato et al., 2010; Komine et al., 2010).

6.3 Schlußfolgerung für die Praxis

Das wachsende Ästhetikbewusstsein auf der einen Seite und die Häufung von Überempfindlichkeitsreaktionen bei der modernen Bevölkerung läßt in Zukunft erwarten, dass die Nachfrage nach metallfreien, vollkeramischen Restaurationssystemen steigt. Mit den neuen Hochleistungskeramiken wie Aluminiumoxid und Zirkondioxid erscheint die Vollkeramik wegen den überzeugenden mechanischen und nicht zuletzt auch ihren ästhetischen Eigenschaften eine echte Alternative zu den bisherigen metallkeramischen Versorgung. Um eine ästhetisch ansprechende Versorgung zu erhalten, muss die Gerüstkeramik jedoch mit einer geeigneten Verblendkeramik verblendet werden. Diese ist der schwächste Punkt im Verbundsystem, da sich Risse und Frakturen aufgrund der geringeren Festigkeitswerte zunächst in ihr ausbreiten. Auch wenn es kaum zur Totalfraktur der Restauration kommt, muss auch das Abplatzen der Verblendung als Scheitern der Restauration gewertet werden. Daraufhin wurden von den Firmen spezielle Verblendkeramiken für die Gerüstkeramiken entwickelt.

Trotz der geringen Anzahl an Probenkronen in dieser Studie und der nicht immer einfachen Übertragbarkeit von In-vitro-Versuchen auf die klinischen

Begebenheiten, geben uns die Ergebnisse wichtige Anhaltspunkte in die Dauerbelastbarkeit von vollkeramischen Systemen. Einerseits wird die Wichtigkeit der Abstimmung der Wärmeausdehnungskoeffizienten der Verblendkeramiken auf die Wärmeausdehnungskoeffizienten der Gerüstkeramiken deutlich und es besteht weiterer Verbesserungsbedarf seitens der Firmen in dieser Hinsicht. Desweiteren konnte der in anderen Studien (Zhang et al., 2003) beschriebene negative Effekt durch das Sandstrahlen der Gerüstkeramik vor der Verblendung nicht bestätigt werden, vielmehr zeigen unsere Ergebnisse höhere Dauerbelastbarkeiten der vorher sandgestrahlten Probenkronen. Hierzu werden wohl noch weitere Studien benötigt, um den Nutzen des Sandstrahlens vor der Verblendung zu bestätigen.

Die Wichtigkeit des langsamen Abkühlungsprozesses der Verblendkeramik nach dem Sintern konnte eindeutig nachgewiesen werden und steht außer Zweifel und sollte in jedem zahntechnischen Labor strikt eingehalten werden.

7. Zusammenfassung

7.1 Zusammenfassung deutsch

Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und unterschiedlicher Herstellungs-verfahren auf die Beständigkeit zweier Verblendkeramiken geschichtet auf Y-TZP-Gerüsten.

Der gestiegene ästhetische Anspruch und der vielfache Wunsch der Patienten nach metallfreien Restaurationen spiegelt sich in der gestiegenen Verwendung der Vollkeramiken wider, die durch die Verwendung stabiler Oxidkeramiken in Verbindung mit Verblendkeramiken auch für Brücken und Kronen im Seitenzahnggebiet eingesetzt werden können. Das schwächste Glied im keramischen Verbundsystem ist dabei die Verblendkeramik, die deutlich niedrigere Festigkeitswerte aufweist als die Gerüstkeramik, sodass sich Risse und Frakturen zunächst in der Verblendkeramik zeigen können. Das Ziel dieser Studie war es demnach zwei verschiedene Verblendkeramiken (VITA VM9 und Lava Ceram), die eine unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik VITA In-Ceram YZ haben, zu vergleichen. Dabei wurden weiterhin der Einfluss unterschiedlich langer Abkühlungsprozesse nach dem Sinterbrand der Verblendkeramik und die vorherige Behandlung durch Sandstrahlen einiger Gerüste vor der Verblendung auf die Dauerbelastbarkeit überprüft.

Insgesamt wurden 40 vollanatomische Prämolaren-Probenkronen mit identischer Schichtstärke aus der Gerüstkeramik VITA-In-Ceram YZ, verblendet mit jeweils einer der beiden Verblendkeramiken, hergestellt. Somit waren es 5 Gruppen mit jeweils 8 Proben, wovon 3 Gruppen mit VITA VM9 verblendet waren und 2 Gruppen mit Lava Ceram. 1 Gruppe von Probenkronen die mit

7. Zusammenfassung

VM9 verblendet und vorher nicht sandgestrahlt wurde, wurde nach dem abschließenden Brand langsam abgekühlt. Die anderen beiden Gruppen verblendet mit VM9, wurden anschließend an den Sinterbrand schnell abgekühlt, bei einer dieser beiden Gruppen wurden die Gerüstkeramiken der Probenkronen jedoch auch vor der Verblendung sandgestrahlt. Die 2 Gruppen die mit Lava Ceram verblendet wurden einem schnellen Abkühlungsprozess unterzogen, eine Gruppe wurde zuvor vor der Verblendung durch Sandstrahlen behandelt. Die vorbereiteten Kronen wurden auf Kunststoffstümpfen befestigt und in Wasser gelagert. Danach wurden die Proben einem Kausimulation-Belastungstest im Kausimulator (Chewing Simulator CS4, SD Mechanotronik) mit einem kugelförmigen Wolframkarbid-Belastungskörper unterzogen bis die Fraktur die Verbundzone zwischen Verblend- u. Gerüstkeramiken erreichten. Anschließend wurden die Werte statistisch ausgewertet und die Werte jeweils zweier Gruppen vergleichend mit Weibull-Verteilungen mit einer Statistik-Software (Alta Pro 7, Reliasoft, Tucson, AZ) dargestellt und die aufgestellten Hypothesen anhand dieser überprüft.

Signifikant höhere Dauerbelastbarkeiten konnte für die Gruppen die mit Lava Ceram verblendet wurden und eine geringere Wärmeausdehnungskoeffizienten-Differenz zur Gerüstkeramik aufwiesen, im Vergleich zu den vergleichbaren Gruppen die mit VM9 verblendet wurden, ermittelt werden. Das Sandstrahlen der Gerüstkeramiken zeigte sich im Vergleich mit den Gruppen, die nicht sandgestrahlt wurden, ebenfalls als vorteilhaft für die charakteristische Lebensdauer der Vollkeramiksysteme. Der Vergleich des langsamen und schnellen Abkühlungsprozesses nach dem Sintervorgang der Verblendkeramik zeigt signifikant bessere Werte, wenn die Probenkronen langsam abgekühlt wurden.

7.2 Zusammenfassung englisch

Influence of the thermal expansion coefficient and different production methods on the reliability of two different veneer porcelains layered on Y-TZP cores.

All-ceramic dental bridges and crowns have drawn considerable attention and interest in recent years due to their improved esthetics and biocompatibility in comparison to the traditional metal–ceramic restorations. The indication has recently been extended to all-ceramic bridges in the molar region by using high-strength ceramic materials such as Tetragonal Zirconia Polycrystals (TZP) as structural framework in combination with a veneer porcelain. The weakest component in a ceramic compound system is the veneering porcelain, characterized by considerably lower strength values compared to the core ceramic. As a result cracks and fractures initially occur in the veneering porcelain. The aim of this study was to compare two different veneer porcelains (VITA VM9 and Lava Ceram), that don't have the same thermal expansion coefficient difference to the core ceramic VITA In-Ceram YZ. Furthermore the influence of two varying cooling rates after the final sintering process of the veneer porcelain and the influence of prior airborne particle abrasion with corundum of the core ceramic on the reliability of the ceramic compound system was investigated.

In total, 40 full coverage all-ceramic premolar crowns with identical layer thickness were manufactured using the VITA In-Ceram YZ as the core ceramic which was veneered with either the Lava Ceram or VITA VM9 veneer porcelain. So we received five groups consisting of 8 test crowns each. Three of these groups were veneered with VM9 and the other two groups were veneered with Lava Ceram. One of the groups veneered with VM9 underwent a slow cooling process after the final sintering. In contrast the other two groups veneered with

7. Zusammenfassung

VM9 underwent a fast cooling process and the core ceramics of one of those two groups were sandblasted prior to the veneering. The two groups veneered with Lava Ceram both underwent a fast cooling process after the final firing and the core ceramic of the test crowns of one of those two groups were sandblasted prior to the veneering. The completed crowns were attached on resin stumps and stored in water. Fatigue loading was delivered on the specimens simulating the posterior tooth cusp inclination creating a 0.7mm slide utilizing a tungsten carbide indenter until cracks reached the veneercore interface. After that the results were analyzed statistically and the results of two groups at a time were illustrated comparatively with Weibull distributions (Alta Pro 7, Reliasoft, Tucson, AZ) and the preexisting hypotheses were reviewed. The results show that the groups veneered with Lava Ceram, that have a smaller thermal expansion coefficient difference to the core ceramic VITA In-Ceram YZ, have a significant higher reliability compared to the groups veneered with VM9. The sandblasting of the core ceramics also results in a higher characteristic durability of the all-ceramic crowns. The comparison of the results of the quickly cooled down test crowns with the slowly cooled down test crowns shows that the fast cooling process results in a significant lower reliability.

8. Anhang

8.1 Abbildungsverzeichnis und Tabellenverzeichnis

Abb. 1: Lage der Dentalkeramik im Ternären System von Quarz – Feldspat – Kaolin

Abb. 2: Atomanordnung des Quarzes

Abb. 3: Spannungs-Dehnungs-Vergleich bei metallischen und keramischen Werkstoffen

Abb. 4: Herstellung einer Vollkeramikkrone auf einer Pt-Hülse

Abb. 5: Presskeramikkrone

Abb. 6: Herstellung einer Glaskeramikkrone

Abb. 7: CAD/CAM

Abb. 8: Einteilung der Keramiken nach chemischem Aufbau

Abb. 9: Baddeleyit-Struktur

Abb.10: Zirkonium

Abb.11: Modifikationen von Zirkonoxid

Abb. 12: Tetragonales yttriumteilstabilisiertes Zirkoniumdioxid

Abb. 13: Dicht gesintertes und gehiptes Zirkonoxid (ZrO_2 -TZP-A)

Abb. 14: Aluminiumoxidverstärkte Zirkonoxidkeramik (ATZ)

Abb. 15: Spannungsinduzierte Umwandlung metastabiler Zirkoniumdioxidteilchen

Abb. 16: Umwandlungen von Zirkonoxidteilchen an der freien Oberfläche

Abb. 17: Biegefestigkeiten von Dentalkeramiken auf silikat- und oxid-keramischer Basis

Abb. 18: Risszähigkeiten von Dentalkeramiken auf silikat- und oxid-keramischer Basis

Abb. 19: Festigkeitsverteilung von keramischen und metallischen Werkstoffen

Abb. 20: Beispiel einer Wöhler-Kurve

Abb. 21: FE-Modell einer dreigliedrigen Seitenzahnbrücke

Abb. 22: Spannungsverteilung im Verbinderbereich einer Brücke

Abb. 23: Lebensdauerdiagramm verschiedener Oxidkeramiken

Abb. 24: WAK der Gerüstkeramik deutlich niedriger als der WAK der Verblendkeramik

Abb. 25: WAK der Gerüstkeramik deutlich höher als der WAK der Verblendkeramik

Abb. 26: WAK der Verblendkeramik optimal auf den WAK der Gerüstkeramik abgestimmt

Abb. 27: Verbundzone zwischen Gerüst- und Verblendkeramik (REM-Aufnahme)

Abb. 28: Wachsmodellation einer Verblendung auf einem ZrO_2 -gerüst und Pressrohlinge

Abb. 29: Abplatzung der Verblendung bei tangentialem Rissverlauf

Abb. 30: Totalfraktur durch senkrechte Risseinleitung

Abb. 31: Das 3M Espe Lava System vom Scannen bis zur fertigen Restauration

Abb. 32: Das berührungslose, lichtoptische Abtastsystem Lava Scan ST

Abb. 33: Die Konstruktion mittels der Software Lava CAD

Abb. 34: Die Fräsmaschine Lava Form (rechts der automatische Schleifkörperwechsel)

Abb. 35: Der Sinterprozess im Lava Therm

Abb. 36: 3M ESPE Lava Frame (Weißlingszustand, dichtgesinterte Erscheinungsform)

Abb. 37: Verbund zwischen Lava Frame und Lava Ceram (REM-Aufnahme)

Abb. 38: Die Verblendung der Gerüste erfolgt mit dem Lava Ceram Sortiment

Abb. 39: REM-Aufnahme des Mikrogefüges von ungesintertem VITA In-Ceram
YZ

Abb. 40: REM-Aufnahme des Mikrogefüges von gesintertem VITA In-Ceram YZ

Abb. 41: WAK-Zuordnung für die unterschiedlichen Gerüstmaterialien

Abb. 42: Angeätzte Oberfläche von VM9-Feinstrukturkeramik

Abb. 43: 8 Proben pro Gruppe (hier VM9+AS+SLOW)

Abb. 44: Einsatzbereite Probe

Abb. 45: Chewing Simulator CS4, SD Mechanotronik

Abb. 46: Bedienelemente des Kausimulators

Abb. 47: Gewichtsaufgabe und Einstellmechanismus der Antagonistenhöhe

Abb. 48: Kontakt von Prüfkörper und Probe

Abb. 49: Sondergewichtsaufbau zur Testung von Keramiken

Abb. 50: Bewegungsablauf des Kausimulators

Abb. 51: Fraktur, die die Verbundzone erreicht

Abb. 52: Beispiel eines Boxplot-Diagramms

Abb. 53: Darstellung im Boxplot-Diagramm

Abb. 54: Vergleichende Darstellung von VM9+AS+FAST und VM9+AS+SLOW

Abb. 55: Vergleichende Darstellung von VM9+AS+FAST und
VM9+SAND+FAST

Abb. 56: Vergleichende Darstellung von LAVA+AS+FAST und
LAVA+SAND+FAST

Abb. 57: Vergleichende Darstellung von LAVA+AS+FAST und VM9+AS+FAST

Abb. 58: Vergleichende Darstellung von LAVA+SAND+FAST und
VM9+SAND+FAST

Tab. 1: Zusammensetzung von Dental-Keramiken und Porzellan

Tab. 2: Mechanische Kennwerte verschiedener Keramiken auf Zirkonoxidbasis

Tab. 3: Weibull-Festigkeit und -Modul von Dentalkeramiken

Tab. 4: Übersicht über den Einsatzbereich der verschiedenen Oxidkeramiken

Tab. 5: Typische Eigenschaften von Verblendkeramiken

Tab. 6: Die physikalischen Kennwerte von Lava Frame

Tab. 7: Die physikalischen Kennwerte von Lava Ceram

Tab. 8: Indikationsgebiete und Eigenschaften der VITA-Keramiken

Tab. 9: Die physikalischen Kennwerte von VITA In-Ceram YZ

Tab. 10: Kennwerte von VITA VM9

Tab. 11: Sintertemperaturen beim abschließenden Brand

Tab. 12: Zyklenzahlen von VM9+AS+SLOW

Tab. 13: Zyklenzahlen von VM9+AS+FAST

Tab. 14: Zyklenzahlen von VM9+SAND+FAST

Tab. 15: Zyklenzahlen von LAVA+AS+FAST

Tab. 16: Zyklenzahlen von LAVA+SAND+FAST

Tab. 17: Zusammenfassende und vergleichende Darstellung der Zyklenzahlen

8.2 Literaturverzeichnis

Aboushelib, M. N., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., Feilzer, A. J. (2005). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21, 984-991.

Aboushelib, M. N., Kleverlaan, C. J., Feilzer, A. J. (2006). Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part 2: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater* 22, 857-863.

Anderson, M., Odén, A. (1993). A new all-ceramic crown. - A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51, 59-64.

Anderson, P. J. (1956). Measurement of stress in mastication. *J Dent Res* 35, 664 – 670.

Att, W., Grigoriadou, M., Strub, J. R. (2007). ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 34, 282-290.

Augereau, D., Pierrisnard, L., Barquins, M. (1998). Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part 1: Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. *Clin Oral Invest* 2, 36-39.

Baltzer, A., Kaufmann-Jonian, V. (2003). Die Belastbarkeiten von Vita In-Ceram. *Quintessenz Zahntech* 29, 1318-1342.

Bates, J. F., Stafford, G. D., Harrison, A. (1975). Masticatory function - A review of the literatur II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil 2, 349 – 361.

Behrens, A., Reusch, B., Hauptmann, H. (2004). Fracture strength of colored versus uncolored zirconia specimens. J Dent Res 83, (Spec Iss A, Abstract 0243).

Behrens, A., Burger, B., Hauptmann, H. (2004). Fracture strength of colored zirconia copings with reduced wall thickness. J Dent Res 83 (Spec Iss B, Abstract 0115).

Belli, R., Guimaraes, J. C., Lohbauer, U., Baratieri, L. N. (2010). On the Brittleness of Dental Ceramics: Why Do They Fail? Quintessence of Dental Technology Vol 33, 152-162.

Beuer, F., Erdelt, K. J., Schweiger, J., Eichberger, M., Gernet, W. (2006). Biegefestigkeit von unterschiedlich bearbeitetem Zirkonoxid. Dtsch Zahnärztl Z 61, 155-157.

Beuer, F., Kerler, T., Schweiger, J., Eichberger, M., et al. (2004). Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. Dtsch Zahnärztl Z 59, 527-530.

Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H.F., et al. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to Zirconia copings - A new fabrication mode for all-ceramic restorations. Dent Mater 25, 121-128.

Beuer, F., Edelhoff, D., Gernet, W., Sorensen, J. A. (2009). Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). Clin Oral Investig 13, 445-451.

Bieniek, K. W., Spiekermann, H. (1993). Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - Eine kritische Bewertung. Quintessenz 44, 529-542; 689-697.

Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Guess, P. C., Thompson, V. P., Silva, N. R. (2010). Fatigue and damage accumulation of veneer porcelain pressed on Y-TZP. Epub 38, 318-324.

Brewer, A. A. (1963). Prosthodontic research in progress at school of aerospace medicine. J Prosth Dent 13, 49-69.

Cheung, K. C., Darvell, B. W. (2002). Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. Dental Materials 18, 163-173.

Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J. P., Peille, C. N. (1989). Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. Journal of Biomedical Materials Research, Volume 23, 45–61.

Christensen, G. J. (2008). PFM vs. zirconia restorations—how are they comparing clinically?, Clinicians Report 1, 1–2.

Claus, H. (1990). Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. Quintessenz Zahntechnik 16, 35-46.

Cramer v Clausbruch, S. (2003). Zirkon und Zirkonium. Dental Labor 7, 1137-1142.

Curtis, A. R., Wright, A. J., Fleming, G. J. P. (2006). The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 34, 317-325.

Curtis, A. R., Wright, A. J., Fleming, G. J. P. (2006). The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 34, 195-206.

de Gee, A. J., Wendt, S. L., Werner, A., Davidson, C. L. (1996). Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. Biomaterials 17, 1327-1332.

DeLong, R., Douglas, W. H. (1983). Development of an artificial oral environment for testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res 62, 32-36.

De Kler, M., De Jager, N., Meegdes, M., Van der Zel, J. M. (2007). Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered Y-TZP zirconia discs. J Oral Rehabil 34, 841-847.

Deville, S., Chevalier, J., Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the aging sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27, 2186-2192.

Domke, W. (1994). *Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung*. Band 10 Cornelsen Verlag, Berlin.

Douglas, W. H., Sakaguchi, R. L., DeLong, R. (1985). Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1, 115-119.

Drummond, J. L. (2003). Ceramic behaviour under different environmental and loading conditions. In: Eliades, G., Eliades, T., Brantley, W. A., Watts, D. C. (Hrsg.): *Dental Material in vivo: aging and related phenomena*. Quintessence Pub. Co., Chicago.

Dundar, M., Ozcan, M., Gokce, B. (2006). Comparison of two bond strength testing methodologies for bilayered all-ceramics. *Dent Mater* 23, 630-636.

Edelhoff, D., Weber, C., Weber, V., Nießling, K., Spiekermann, H. (2006). Vollkeramische Restaurationen – Klinische Erfahrungen mit CAD/CAM gefertigten Y-TZP ZrO₂-Brückengerüsten und Kronengerüsten mit reduzierter Wandstärke vom Typ Lava. *Teamwork* 8, 140-154.

Edelhoff, D., Ozcan, M. (2007). To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res* 18 Suppl 3, 193-204.

Eichner K., Kappert H. F. (1996). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig Verlag, Heidelberg, 326-366.

Ernst, C.-P., Aksoy, E., Stender, E., Willershausen (2007). Die Retentionskraft von Zirkonoxidkronen nach Langzeitwasserlagerung. Aesthetische Zahnmedizin 1, 36-45.

Evans, A. G, Heuer, A. H. (1986). Toughening of brittle solids by martensitic transformations. Acta Metall 34, 761-800.

Fairhurst, C. W., Lockwood, P. E., Ringle, R. D., Twiggs, S. W. (1993). Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. Dent Mater 9, 269-273.

Farsi, S., Giordano, R., Poher, R. (2006). Flexure strength of yttria partially stabilized colored/un-colored zirconia. J Dent Res 85 (Spec Iss A, Abstract 1874).

Ferrario, V. F., Sforza, C., Zanotti, G., Tartaglia, G. M. (2004). Maximal bite force in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent 32, 451-457.

Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Lüthy, H., Schärer, P., Gauckler, L. J. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent. 4, 89-106.

Fischer, J., Stawarczyk, B., Tomic, M., Strub, J. R., Hämmerle, C. H. (2007). Effect of thermal misfit between different veneering ceramics and zirconia frameworks on in vitro fracture load of single crowns. Dent Mater J 26, 766-772.

Gehre, G. (2005). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band1: Grundlagen und Verarbeitung; 8.Auflage; Georg Thieme Verlag, 326-329.

Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P. (1999). Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694.

Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Mauderli, A., Lundeen, H. C., Walsh, E. K. (1986). Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 56, 226-229.

Giordano, R., Sabrosa, C., Pober, R., Delucas, R. (2005). Bond strength of porcelain to zirconia. Abstract 0544, IADR/AADR/CADR 83rd General Session.

Göbel, R., Luthardt, R. G., Welker, D. (1998). Experimentelle Untersuchungen zur Befestigung von Restaurationen aus Zirkonoxid und Titan. Dtsch Zahnärztl Z 53, 295-298.

Grathwohl, G. (1988). Ermüdung von Keramik unter Schwingbeanspruchung. Materialwissenschaft und Werkstofftechnik 19, 113-124.

Grebe, G. (1993). In-vitro Biegefestigkeit von vollkeramischen im Vergleich zu metallkeramischen Seitenzahnbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Lagerungsart. Dissertation Berlin.

Grossmann, D. G. (1985). Cast glas ceramics. Dent Clin North Am 29, 725.

Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent 33, 9-18.

Guazzato, M., Walton, T. R., Franklin, W., Davis, G., Bohl, C., Klineberg, I. (2010). Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. Aust Dent J 55, 306-310.

Guess, P. C., Zhang, Y., Thompson, V. P. (2009). Einfluss von Verblendtechniken auf das Versagensverhalten und die Dauerbelastbarkeit von Y-TZP-Dreischichtsystemen. Eur J of Esthetic Dentistry, 3, 284-299.

Guo, X. (2004). Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules. Chem Mater 16, 3988-3994.

Gupta, T. K. (1978). Sintering of tetragonal zirconia and its characteristics. Sci Sinter 10, 205-216.

Gupta, T. K., Bechtold, J.H., Kuznickie, R.C., Cadorff, L. H., Rosing, B. R. (1977). Stabilisation of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. J Mater Sci 12, 2421-2426.

Hauptmann, H., Reusch, B. (2003). Investigation of connector cross-sections for 4-unit zirconia oxide bridges. J Dent Res 82, 103 (Spec Iss B, Abstract 0723).

Heintze, S.D. (2006). How to qualify and validate wear simulation device and methods. Dent Mater 22, 712-734.

Helkimo, E., Carlsson, G. E., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand 35, 297-303.

Hertlein, G., Franke, R., Wastian, C., Watzek, K. (2005). Marginal fit of zirconia restorations with three/four abutments. J Dent Res 84, (Spec Iss A, Abstract 1764).

Hertlein, G., Kraemer, M., Sprengart, T., Watzek, K. (2003). Milling time vs. Marginal fit of CAD/CAM-manufactured zirconia restorations. J Dent Res 82, 194 (Spec Iss B, Abstract 1455).

Hertlein, G., Hoescheler, S., Frank, S., Suttor, D. (2001). Marginal fit of CAD/CAM manufactured all-ceramic zirconia prostheses. J Dent Res 80, 42 (Abstract 049).

Hofmann, M. (1967). Die Periografie des gesunden und erkrankten Parodontiums. Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 48, 179.

Hohmann, A., Hielscher, W. (2003). Lehrbuch der Zahntechnik. Bd 3 Quintessenz Verlag, 372-417.

Howell, A. H., Brudevold, F. (1959). Vertical forces used during chewing of food. J Dent Res 29, 133-136.

Iseri, U., Özkurt, Z., Kazazoglu, E., Küçükoglu, D. (2010). Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Braz Dent J*, 21, 528-532.

Itinoche, K. M., Ozcan, M., Bottino, M. A., Oyafuso, D. (2006). Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater* 22, 1029-1034.

Jent, T., Karlsson, S., Hedegard, G. (1979). Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosth Dent* 42, 669-673.

Jung, Y. G., Peterson, I. M., Kim, D. K., Lawn, B. R. (2000). Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res* 79, 722-731.

Kappert, H. F., Krah, M. (2001). Keramiken - Eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 27, 668-704.

Kappert, H. F., Knode, H., Schultheiss, R. (1991). Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 129.

Kappert, H. F., Knode, H. (1990). In-Ceram auf dem Prüfstand. *Quintessenz Zahntechnik* 16, 980-1002.

Kelly, J. R. (1999). Clinical relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosth Dent* 81, 652-661.

Kelly, J. R., Campbell, S. D., Bowen, H. K. (1989). Fracture surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent 6, 536-541.

Kern, M. (2007). Digitalisierungstrend setzt sich fort. DZW ZahnTechnik, Ausgabe 6-7.

Kern, M., Schubinski, P. (2004). Frakturquote unter der Scheidungsrate. ZWL 4, 48-53.

Kern, M., Fechtig, T., Strub, J. R. (1994). Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strenght of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosth Dent 71, 250.

Kim, B., Zhang, Y., Pines, M., Thompson, V. P. (2007). Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. J Dent Res. 86, 142-146.

Klink, A., Groten, M. (2006). CAD/CAM-Restaurationen aus Zirkonoxid. ZMK 22 (5/06). 268-276.

Kohorst, P., Herzog, T. J., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M. (2007). Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. Eur J Oral Sci 115, 161-166.

Kohorst, P., Dittmer, M. P., Borchers, L., Stiesch-Scholz, M. (2008). Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. Acta Biomater 4, 1440-1447.

Kolbeck, C., Rosentritt, M., Handel, G. (2006). Fracture strenght of artificially aged 3-unit adhesive fixed partial dentures made of fiber-reinforced composites and ceramics: an in-vitro study. Quintessence Int 37, 731-735.

Komine, F., Saito, A., Kobayashi, K., Koizuka, M., Koizumi, H., Matsumara, H. (2010). Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. Journal of Oral Science 52, 647-652.

Kosmac, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N., Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mat 15, 426-433.

Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M. (1990). In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-960.

Krumbholz, K. (1983). Leucit-Kristallisation in keramischen Aufbrennmassen. Quintessenz Zahntech 9, 1175-1179.

Kunzelmann, K.-H., Kern, M., Pospiech, P. , Mehl, A. , Frankenberger, R., Reiss, B., Wiedhahn, K. (2006). Vollkeramik auf einen Blick. AG-Keramik

Kunzelmann ,K.-H., Pospiech, P. (2006). Bieten Hochleistungskeramiken klinisch eine Perspektive. DZW ZahnTechnik 3.

Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., et al. (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater 22, 693-701.

Lange, F. F., Dunlop, G. L., Davis, B. I. (1986). Degradation during aging of transformation-toughened $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ materials at 250 °C. J Am Ceram Soc 69, 237-240.

Larsson, C., Holm, L., Lovgren, N., Kokubo, Y., et al. (2007). Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. J Oral Rehabil 34, 702-709.

Lawn, B. R., Deng, Y., Miranda, P., Pajares, A., Chai, H., Kim, D. K. (2002). Overview: Damage in brittle layer structures from concentrated loads. Journal of Materials Research 17, 3019-3036.

Lenz, J., Ruess, S., Hassler, M., Kappert, H. F. (2005). Wärmespannungen in einer Vollkeramik-Prämolarenkrone. Quintessenz Zahntech 31, 28-46.

Li, J.-F., Watanabe, R. (1997). Influence of a small amount of Al_2O_3 -addition on the transformation of Y_2O_3 -partially stabilized ZrO_2 during annealing. J Mater Sci 32, 1149-1153.

Ludwig, K., Kern, M., Klopfer, S. (2001). Fracture strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. J Dent Res 80, 651 (Abstract 0998).

Luthardt, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J. P., Lenz, E. (1998). Kronen aus Hochleistungskeramik. Zirkondioxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285.

Luthardt, R., Sandkuhl, O., Reitz, B. (1999). Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 7, 113-119.

Luthardt, R. (2002). Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen. ZWR 11, 621-624.

Magne, P., Kwon, K. R., Besler, C., Hodges, J. S., et al. (1999). Crack propensity of porcelain laminate veneers - a simulated operator evaluation. J Prosth Dent 81, 327-334.

Maier, H. R. (1991). Leitfaden Technische Keramik. Werkstoffkunde 2; Keramik. 2. Auflage. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau. 2. Auflage.

Manhart, J. (2009). Übersicht zu Restaurationen aus Vollkeramik: Indikationen, Möglichkeiten und Ästhetik. Aesthetische Zahnmedizin 1, 30-38.

Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwieth, F. (2001). Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitverhalten vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56, 90-98.

Marx, R. (1993). Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen - Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229.

Marxkors, R., Meiners, H. (2001). Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Auflage Carl Hanser Verlag, München, 166-180.

McCulloch, W. T. (1968). Advances in dental ceramics. Br Dent J 124, 361.

McLaren, E., Giordano, R., Pober, R., Abozenada, B. (2004). Zweiphasige Vollglas-Verblendkeramik. Materialprüfung und Schichttechniken für ein neues Material zur Verblendung aluminiumkeramischer Gerüste. Quintessenz Zahntech 30, 32-45.

Mitra, N., Vijayan, K., Bai, P., Biswas, S. K. (1993). Phase transformation introduced by mechanical and chemical surface preparations of tetragonal zirconia polycrystals. J Am Ceram Soc 76, 533-535.

Morena, R., Beaudreau, G. M., Lockwood, P. E., Evans, A. L., Fairhurst, C. W. (1986). Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. J Dent Res 65, 993-997.

Mühlemann, H. R. (1967). Tooth Mobility: A Review of Clinical Aspects and Research Findings. J Periodontol 38, 686.

Munz, D., Fett, T. (1989). Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag.

Palacios, R. P., Johnson, G. H., Phillips, K. M., Raidgrodski, A. J. (2006). Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. J Prosth Dent 96, 104-114.

Pauli, C. (1996). Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken. ZWR 105, 626.

Pecanov-Schröder, A. (2008). Vollkeramik und CAD/CAM. Dent Magazin 1, 12-25.

Pittayachawan, P., McDonalds, A., Petrie, A., Knowles, J. C. (2007). The biaxial flexural strength and fatigue property of of LavaTMY-TZP dental ceramic. Dent Mater 23, 1018-1029.

Pospiech, P., Tinschert, J., Raigrodski, A. (2004). Keramik-Vollkeramik. 3M Espe AG, Seefeld.

Pospiech, P., Rountree, P. R., Nothdurft, F. P. (2003). Clinical evaluation of zirconia-based all-ceramic posterior bridges: two year result. J Dent Res 82, 114 (Spec Iss B, Abstract 0817).

Pospiech, P., Nothdurft, F. P. (2004). Long-term behavior of zirconia-based bridges: Three years results. J Dent Res 83, (Spec Iss B, Abstract 0230).

Quinn, J. B., Cheng, D., Rusin, R., Suttor, D. (2005). Fractographic analysis and material properties of a dental zirconia. J Dent Res 84 (Spec Iss A, Abstract 0560).

Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., et al. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent 96, 237-244.

Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J. L., Mohamed, S. E., Billiot, S., Mercante, D. E. (2005). Clinical efficacy of Y-TZP-based posterior fixed partial dentures. J Dent Res 84 (Spec Iss A, Abstract 0226).

Rauchs, G., Fett, T., Munz, D., Oberacker, R. (2001). Tetragonal-to-monoclinic phase transformation in CeO₂-stabilised zirconia under axial loading. J Eur Ceram Soc 21, 2229-2241.

Reich, S., Wichmann, M., Nkenke, E., Proeschel, P. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci 113, 174-179.

Rieger, W. (1993). Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. Industrie Diamanten-Rundschau 2, 116-120.

Rieth, P. H., Reed, J. S., Naumann, A. W. (1976). Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. Bull Am Ceram Soc 55, 717-721.

Rinke, S., Margraf, G., Jahn, L., Hüls, A. (1994). Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499.

Ritter, J. E., Laporte, R. P. (1972). Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass. J Am Ceram Soc 58, 265-267.

Rosentritt, M., Behr, M., Kolbeck, C., Handel, G. (2004). Fracture strength of zirconia posterior fixed partial dentures. IADR abstract nr. 0110.

Rosentritt, M., Behr, M., Gebhard, R., Handel, G. (2006). Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 22, 176-182.

Rothbrust, F., Keutschegger, W., Schweiger, M., Rheinberger, V. (2006). Influence of surface treatment on strength and veneering of CAD/CAM 3Y-TZP. IADR-Meeting Brisbane, Australia, Abstract 1964.

Rountree, P. R., Nothdurft, F. P., Pospiech, P. (2001). In-vitro-Investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. J Dent Res 80, 57 (Abstract 173).

Ruess, S., Lenz, J., Hassler, M., Kappert, H. F. (2004). All-ceramic crowns: thermal and load stresses. Academy Dental Materials.

Sailer, I., Feher, A., Filser, F., Gauckler, L. J., et al. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 20, 383-388.

Sailer, I., Fehér, A., Filser, F., Lüthy, H., Gauckler, L. J., Schärer, P., et al. (2006). Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int. 37, 685-693.

Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., DeLong, R., Pintado, M. R. (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 2, 235-240.

Sailer, I., Pjetursson, B. E., Zwahlen, M., Hammerle, C. H. (2007). A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Clin Oral Implants Res 18, 86-96.

Scharnagel, P. (1998). Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in-vitro Belastung dentaler Restaurationen im „Regensburger Kausimulator“ – Untersuchungen am Beispiel vollkeramischer InCeram-Brücken. Dissertation, Universität Regensburg.

Schmidseder, J. (1998). Farbatlanten der Zahnmedizin, Band 15 Ästhetische Zahnmedizin. 163-193

Schnell, H., Greif, J. (1974). Tageszeitliche Schwankungen der physiologischen Beweglichkeit von menschlichen Zähnen. Dtsch Zahnärztl Z 29, 879.

Schweiger, M. (2004). Zirkoniumdioxid - Hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik. Ästhetische Zahnmed 5, 248-257.

Schwerrrer, S. S., de Rijk, W. G. (1993). The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 6, 462.

Schwickerath, H. (1986). Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 41, 264-266.

Schwickerath, H. (1994). Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20, 1495-1499.

Seghi, R. S., Sorensen, J. A. (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 8, 239-246.

Shabanian, M., Richards, L. C. (2002). In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. J Prosth Dent 87, 650-656.

Shirakura, A., Lee, H., Geminiani, A., Ercoli, C., et al. (2009). The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. J Prosthet Dent 101, 119-127.

Sorensen, J. A., Kang, S. K., Torres, T. J., Knode, H. (1998). In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. J Cal Dent Assoc 26, 207-214.

Sorensen, J. A., Lusch, R., Yokoyama, K. (2006). Clinical longevity of CAD/CAM generated Y-TZP posterior fixed partial dentures. J Dent Res 85 (Spec Iss A, Abstract 0270).

Spiekermann, H. (1994). Implantologie. Thieme Verlag, Stuttgart.

Stiesch-Scholz, M., Schneemann, P., Borchers, L. (2005). Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. ZWR 114, 28-36.

Sturzenegger, B., Luthy, H., Schumacher, M., Loeffel, O., Filser, F., Kocher, P., Gauckler, L., Scharer, P. (2000). Clinical Evaluation of Zirconium Oxide Bridges in the Posterior Segments Fabricated with the DCM System. Acta Med Dent Helv 5, 131-139.

Sundh, A., Sjogren, G. (2006). Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. Dent Mater 22, 778-784.

Suttor, D. (2002). Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehippt - ein Vergleich lohnt sich. DZW- Zahntechnik 4, 20-23.

Swain, M. V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. Acta Biomater, Article in Press, Corrected Proof.

Thompson, J. Y., Anusavice, K. J., Naman, A., Morris, H. F. (1994). Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. J Dent Res 73, 1824-1832.

Tietz, H. D. (1994). Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung. VDI-Verlag.

Tinschert, J. (2002). Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zu vollkeramischen Kronen und Brücken aus Hartkern-Systemen.

Tinschert, J., Natt, G. (2007). Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Deutscher Zahnärzte Verlag.

Tinschert, J., Natt, G., Hassenpflug, S., Spiekermann, H. (2004). Stand der aktuellen CAD/CAM-Technik in der Zahnmedizin. International Journal of Computerized Dentistry 7, 25-45.

Tinschert, J., Natt, G., Spiekermann, H. (2001). Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. dental-praxis 9/10, 293-309.

Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R. (1999). Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550.

Tinschert, J., Natt, G., Latzke, P., Schulze, K., Heussen, N., Spiekermann, H. (2005). Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon – Ein klinisches Konzept mit Erfolg? Dtsch Zahnärztl Z 60, 435-445.

Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K. J. (2000). Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. Journal of Dentistry, Volume 28, 529-535.

Tosoh Zirconia Ceramics (2000). Technical Bulletin. Tosoh Corporation, Tokyo, Japan.

Vult von Steyern, P., Carlson, P., Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon® technique. A 2-year clinical study. Journal of Oral Rehabilitation, Volume 32, 180–187.

Weibull, W. (1951). A statistical distribution function of wide applicability. J Appl Mech 18, 293-297.

White, S. N., Miklus, V. G., McLaren, E. A., Lang, L. A., et al. (2005). Flexural strength of layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosth Dent 94, 125-131.

Wiederhorn, S. M. (1968). Moisture assisted crack growth in ceramics. Int J Frac Mech 4, 171-177.

Wiederhorn, S. M. (1972). Chemical interpretation of static fatigue. J Am Ceram Soc 55, 81.

Yoshimura, M., Noma, T., Kawabata, K., Somiya, S. (1987). Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. J Mater Sci Lett 6, 465-467.

Zhang, Y., Kim, J.-W., Kim, J.-H., Lawn, B. R. (2008). Fatigue Damage in Ceramic Coatings From Cyclic Contact Loading With a Tangential Component. Journal of the American Ceramic Society, Volume 91, 198-202.

Zhang, Y., Lawn, B. R., Rekow, E. D., Thompson, V. P. (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. J Biomed Mater Res 71, 381-386.

8.3 Tabellarischer Lebenslauf

Persönliche Daten

Name:	Mark-Christoph Schumacher
Geboren am:	06.06.1985
Geburtsort:	Essen (Nordrhein-Westphalen)
Anschrift:	Milkdelle 4 45149 Essen
Eltern:	Dr. med. dent. Frank Schumacher, Zahnarzt Anne Schumacher, geb. Gollan, Lehrerin
Geschwister:	Dr. med Tobias Schumacher Fabienne Schumacher
Familienstand:	ledig
Konfession:	römisch-katholisch

Schul Ausbildung

06/2004	Abitur
1995 - 06/2004	Goethe-Gymnasium Essen- Bredeney
07/2001 - 01/2002	Auslandsschulaufenthalt an der Ontario Christian High School in Ontario, Kalifornien, USA
1991 - 1995	Grundschule Hatzperschule in Essen

Universitäre Ausbildung

08/2010 - heute	Anfertigung einer Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde mit dem Thema: "Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die Beständigkeit zweier Verblendkeramiken geschichtet auf Y-TZP-Gerüsten"
06/2010	Staatsexamen
04/2005 – 06/2009	Studium der Zahnmedizin an der Philipps-Universität Marburg

Zivildienst und berufliche Tätigkeiten

Seit 01.03.2011	tätig als Vorbereitungsassistent in der Gemeinschaftspraxis Dr. Frank Schumacher und Michaela Schön-Adendorff (Essen, NRW)
10/2006-02/2007	Studentische Hilfskraft in dem Institut für Anatomie u. Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg
08/2004 – 04/2005	Zivildienst bei der TVG Holsterhausen (Sport- u. Gesundheitszentrum) in Essen
2002-04/2005	Aushilfsjob bei Anson´s Herrenhaus KG

Besuchte Fortbildsreihen

Seit 01/2012	Curriculum Parodontologie am Karl-Häupl-Institut Düsseldorf (Landeszahnärztekammer Nordrhein)
01/2011 – 01/2012	Curriculum Endodontologie am Karl-Häupl-Institut Düsseldorf (Landeszahnärztekammer Nordrhein)

8.4 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Damen und Herren
Universitäts – Professoren und Dozenten:

Austermann, Barth, Cetin, Coca, Cordes, Czubayko, Dibbets, Feuser, Flores-
de-Jacoby, Frankenberger, Gente, Glorius, Graz, Grundmann, Hasilik, Höffken,
Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Lill, Löffler, Lotzmann, Mandrek,
Mengel, Mittag, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pancherz, Pieper,
Ramaswamy, Richter, Schäfer, Seitz, Sesterhenn, Sonntag, Stachniss, Stoll,
Teymoortash, Wennemuth, Westermann

8.5 Danksagung

Mein höchster Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. Roland Frankenberger für die Überlassung des Dissertationsthemas, für seine Anregungs- und Verbesserungsvorschläge, seine Unterstützung bei der Lösung von Problemen und seine hervorragende Betreuung während der gesamten Zeit. Desweiteren bedanke ich mich für die freundliche Bereitstellung sämtlicher laboratorischer Einrichtungen und Materialien, die für die Erstellung dieser Arbeit benötigt wurden.

Danke Professor Dr. Frankenberger

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn ZA Appelt und Frau Grimmelbein für die tatkräftige Unterstützung bei den Versuchen bedanken.

Außerdem danke ich Dr. Renan Belli für die nützlichen Informationen bezüglich des Herstellungsvorgangs der Proben.

Mein letzter Dank geht an meine Familie und meine Freunde, die mich bei meinem Vorhaben unterstützt haben.

8.6 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

*Einfluss des Wärmeausdehnungskoeffizienten und unterschiedlicher
Herstellungsverfahren auf die Beständigkeit zweier Verblendkeramiken
geschichtet auf Y-TZP-Gerüsten*

im Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Philipps-Universität Marburg in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH am Standort Marburg unter Leitung und Unterstützung durch Professor Dr. Roland Frankenberger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Ort, Datum, Unterschrift